

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR
KIM LALANNE

EFFETS DE LA MANIPULATION VERTÉBRALE SUR LE PHÉNOMÈNE DE
FLEXION-RELAXATION LOMBAIRE

AVRIL 2008

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

RÉSUMÉ

Le phénomène de flexion-relaxation (FRP) constitue un modèle d'étude intéressant de la stabilisation lombaire. Les individus ayant une lombalgie chronique présentent une augmentation du niveau d'activité musculaire au repos ainsi qu'une absence du FRP. Des études antérieures (Fryer, Morris et Gibbons, 2004b; DeVotch, Pickar et Wilder, 2005; Pickar, 2002; Cramer, Budgell, Henderson, Khalsa et Pickar, 2006; Lehman et McGill, 2001) ont montré les effets de la manipulation vertébrale sur l'activité musculaire locale. L'influence de la manipulation vertébrale lombaire sur les paramètres spatio-temporels et électromyographiques du FRP n'a toutefois pas été étudiée.

L'objectif de la présente étude est d'évaluer les effets de la manipulation vertébrale sur les paramètres spatio-temporels et électromyographiques du phénomène de flexion-relaxation lombaire chez des individus ayant une lombalgie chronique.

Une cohorte de 27 sujets adultes ayant une lombalgie chronique a participé à l'expérimentation qui se déroulait au laboratoire de neuromécanique de l'Université du Québec à Trois-Rivières. La tâche consistait à effectuer une série de cinq flexions complètes du tronc. Les sujets du groupe expérimental ont reçu une manipulation vertébrale lombaire alors que les sujets du groupe contrôle ont été placés dans une position contrôle, en décubitus latéral, durant 10 secondes. Par la suite, tous les sujets devaient à nouveau effectuer une série de cinq flexion-extension du tronc. Les angles de flexion du tronc et de la hanche ainsi que l'activité électromyographique de surface des érecteurs du rachis à L2 et L5 ont été enregistrés durant l'expérimentation. L'angle total de flexion du tronc correspondant à l'apparition et à la disparition du silence

myoélectrique, l'amplitude du signal EMG normalisé (RMS) et le ratio extension relaxation (extension relaxation ratio: ERR) ont été comparés à travers les différentes conditions expérimentales.

Les résultats mettent en évidence une diminution significative de l'activité EMG en flexion complète du tronc (phase de relaxation) au niveau des érecteurs du rachis à L2 chez les sujets du groupe expérimental. Aucune différence significative n'a été observée à L5 dans les deux groupes. Les sujets du groupe expérimental ont également présenté une augmentation significative du ERR à L2 suite à la manipulation vertébrale alors que le ERR du groupe contrôle n'a montré aucun changement avec la position contrôle. Aucun effet significatif sur le ERR n'a pu être observé au niveau L5 dans les deux groupes. Les angles d'apparition et de disparition du FRP n'ont pas changé de façon significative suite à la manipulation vertébrale ou à la position contrôle.

Cette étude montre que la manipulation vertébrale peut moduler, du moins pour une courte période de temps, les réponses neuromusculaires stabilisatrices du rachis lombaire chez des individus présentant une lombalgie chronique.

REMERCIEMENTS

J'aimerais d'abord remercier mon directeur de recherche, Martin Descarreaux, pour sa disponibilité, son dévouement, sa patience et son soutien. Son aide a été précieuse à toutes les étapes du projet : recrutement des sujets, assistance à l'expérimentation, ajustements des sujets, traitement et analyse des données, et rédaction. Merci également de m'avoir permis d'enseigner et de participer à d'autres projets de recherche au cours de ma maîtrise.

Je remercie Martin Normand pour le recrutement efficace des sujets et les ajustements de ces derniers.

J'adresse mes remerciements à Vincent Cantin pour le traitement efficient des données EMG ainsi qu'à Danik Lafond pour la résolution du problème lié à l'EMG. Votre aide m'a permis de terminer ma maîtrise dans les délais prévus.

Je tiens également à remercier Pierre Black pour la création des images présentées dans ce mémoire ainsi que pour ses nombreuses séances de laboratoire à titre de sujet pilote.

Je souhaite remercier Jean-Philippe Pialasse et Marie-Claude Lehoux pour leur assistance en laboratoire lors des séances d'expérimentation.

J'aimerais souligner la participation, parfois imprévue, de Jean Raymond en tant que chiropraticien pour les ajustements de certains sujets.

Finalement, je tiens à remercier la Fondation en recherche chiropratique du Québec pour son soutien financier depuis mes études en chiropratique.

TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE I.....	1
INTRODUCTION	1
A. ÉPIDÉMIOLOGIE.....	2
<i>Prévalence et incidence</i>	2
<i>Impact économique</i>	2
<i>Facteurs de risque</i>	4
B. TRAITEMENT DES LOMBALGIES	6
<i>La manipulation vertébrale</i>	6
<u>Effets mécaniques</u>	6
<u>Effets neurologiques</u>	8
C. PHÉNOMÈNE DE FLEXION-RELAXATION	12
<i>Stabilité lombaire</i>	12
<i>Phénomène de flexion-relaxation lombaire</i>	13
<i>Lombalgies et phénomène de flexion-relaxation lombaire</i>	16
D. OBJECTIF ET HYPOTHÈSE.....	20
E. MÉTHODOLOGIE	22
<i>Participants</i>	22
<i>Tâches et interventions</i>	25
<i>Instrumentation</i>	27
<i>Analyse des données et variables dépendantes</i>	31
<i>Statistiques</i>	32
CHAPITRE II.....	33
ABSTRACT	36
INTRODUCTION	38

MATERIALS AND METHODS	42
<i>Participants</i>	42
<i>Experimental protocol</i>	44
<i>Instrumentation</i>	47
<i>Data analysis</i>	49
<i>Statistical analysis</i>	50
RESULTS	50
DISCUSSION	55
<i>Limitations</i>	58
CONCLUSION.....	59
REFERENCES	61
CHAPITRE III.....	67
CONCLUSION	67
<i>Limites</i>	68
<i>Cinématique</i>	68
<i>Électromyographie</i>	69
<i>Thérapie manuelle, groupe contrôle et placebo</i>	71
<i>Études futures</i>	73
RÉFÉRENCES	75
ANNEXE I.....	83
QUESTIONNAIRE D'OSWESTRY	84
QUESTIONNAIRE D'ÉVITEMENT-APPRÉHENSION (FEAR AVOIDANCE BELIEF)	87

CHAPITRE I

Introduction

Anatomiquement, la région lombaire est délimitée supérieurement par les dernières côtes et inférieurement par le pli fessier inférieur (figure 1) (Walker, Muller et Grant, 2004). La lombalgie est définie comme une douleur localisée dans cette région. Elles peuvent parfois être accompagnées d'irradiations douloureuses aux jambes (Krismer et van Tulder, 2007). Les lombalgies représentent l'une des conditions médicales les plus fréquentes dans les pays industrialisés. De ce fait, le taux d'absentéisme au travail ainsi que les incapacités découlant de la chronicité des lombalgies présentent des enjeux économiques importants (Adams, 2004).

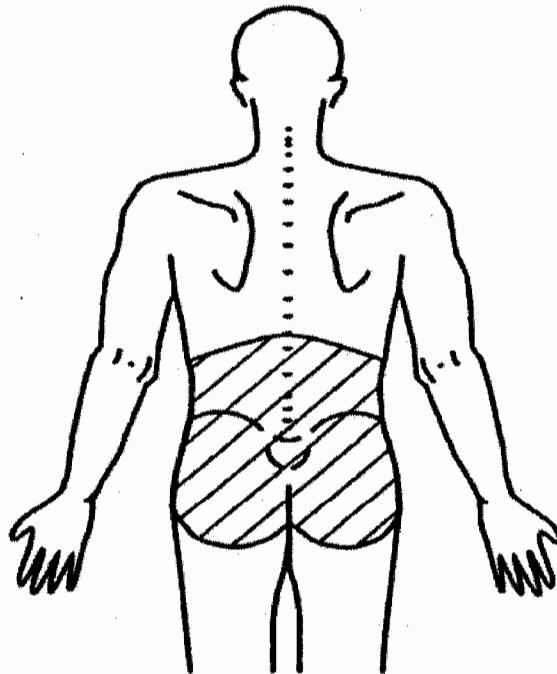


Figure 1. Région lombaire telle que définie par Walker et al., 2004

A. Épidémiologie

Prévalence et incidence

La prévalence à vie des lombalgies est évaluée entre 60% et 85% tandis que la prévalence instantanée, c.-à-d. le pourcentage de personnes qui ont à un moment donné des douleurs lombaires, est d'environ 15% à 30% dans les populations adultes des pays occidentaux (Ekman, Jonhagen, Hunsche et Jonsson, 2005; Krismer et van Tulder, 2007).

Selon une étude de Walker et al. publiée en 2004, l'âge moyen auquel survient le premier épisode de lombalgie est de 28,4 ans (âge médian 25,0 ans) et l'incidence, le nombre de nouveau cas par année est de 8%. Bien que la majorité des lombalgies aiguës se résorbent en moins de 4 semaines, la récurrence est fréquente (O'Sullivan, 2005). Chez les individus de moins de 65 ans, la lombalgie constitue la condition chronique la plus fréquente. En effet, 6% à 10% des patients atteints de lombalgies aiguës développeront une récurrence ou une chronicité (Ekman et al., 2005).

Impact économique

Les douleurs lombaires, et surtout leur chronicisation, représentent un enjeu économique important. Même si la plupart des épisodes de lombalgie se résorbent après quelques semaines et que la majorité des individus en arrêt de travail reprennent leur emploi après une semaine, le pronostic s'assombrit lorsque les douleurs et la réduction des capacités fonctionnelles se prolongent. Lorsque l'arrêt de travail se poursuit au-delà de 6 mois, seulement 50% des individus retournent au travail, et après 2 ans d'absence, les probabilités qu'une personne ayant des douleurs lombaires persistantes retourne au

travail sont très faibles (Krismer et van Tulder, 2007). Plusieurs patients ayant des lombalgies auront des récurrences d'épisodes aigus à moyen terme (20 à 40% sur un an) et 85% d'entre eux expérimenteront des récurrences au courant de leur vie (Krismer et van Tulder, 2007).

Les coûts directs et indirects associés aux lombalgies sont considérables. En 1998, au Royaume-Uni, les coûts directs ont été estimés à 1,6 milliards £, et les coûts totaux entre 6,6 et 12,3 milliards £ selon les méthodes de calcul utilisées (Krismer et van Tulder, 2007; Maetzel et Li, 2002). Dans les années 1990, aux États-Unis, le coût total lié aux journées de travail perdues en raison de douleurs lombaires a été estimé à 149 millions de dollars annuellement. Le nombre total de jours de travail perdus en raison de lombalgies causées par le travail a, quant à lui, été estimé à 101,8 millions de dollars par année. Les pertes financières totales qui en résultent sont évaluées à 28 milliards de dollars par année (Krismer et van Tulder, 2007; Maetzel et Li, 2002). Il est très important de noter, qu'une faible proportion des patients ayant des lombalgies chroniques génère une part importante des coûts reliés aux lombalgies. Une étude américaine a montré que seulement 5 à 9% des lombalgies persistent plus d'un an, mais que ces lombalgies persistantes sont responsables de 64 à 85% des coûts générés (O'Sullivan, 2005; Krismer et van Tulder, 2007; Maetzel et Li, 2002).

Les coûts directs engendrés par les lombalgies incluent les soins médicaux et hospitaliers, les tests diagnostiques, les examens en imagerie diagnostique, la médication, le soutien orthopédique, les soins chiropratiques, les soins de physiothérapie ainsi que les soins à domicile. Les coûts indirects font référence aux pertes reliées à la

production : absentéisme du patient et des membres de sa famille le cas échéant, baisse de productivité, mise à la retraite prématurée (Ekman et al., 2005).

Enfin, on constate que la situation est semblable dans la plupart des pays industrialisés. Par exemple, en Suède, les coûts directs annuels totaux reliés aux lombalgies chroniques pour l'année 2002 étaient évalués à 3090 € par patient. Soit 15% des coûts annuels totaux engendrés par les lombalgies. Les coûts indirects, qui eux représentent 85% des frais, étaient estimés à 17 600 € par patient (Ekman et al., 2005).

Facteurs de risque

L'étiologie des douleurs lombaires est souvent difficile à déterminer avec précision, mais certains facteurs semblent prédisposer davantage les individus à ce type de conditions. Le vieillissement, le sexe féminin, l'obésité (Leboeuf-Yde, 2000), le tabagisme (Leboeuf-Yde, 1999), la consommation d'alcool et de drogue, et le niveau d'éducation seraient des facteurs de risque de lombalgie (Ekman et al., 2005; Stevenson, Weber, Smith, Dumas et Albert, 2001). Toutefois, le facteur de risque de lombalgie le plus fortement associé au développement de douleurs lombaires est le fait d'avoir un antécédent d'épisode de douleur lombaire (Stevenson et al., 2001).

Un faible niveau d'activité physique, c.-à-d. moins de 2 fois par semaine, tout comme un niveau très élevé, correspondant à plus de 6 heures d'activité physique de haute intensité par semaine, constituent également des facteurs de risque de lombalgie. Par ailleurs, un niveau modéré d'exercice physique, c.-à-d. 2 à 3 heures d'activité physique intense par semaine, semble prévenir cette condition, (Leino, 1993; Auvinen, Tammelin, Taimela, Zitting et Karppinen, 2007; Balague, Troussier et Salminen, 1999).

Certains facteurs mécaniques sont reconnus comme étant des mécanismes de blessure et/ou des facteurs de récurrence ou d'exacerbation des douleurs lombaires. Ces différents stress mécaniques sont influencés par des facteurs environnementaux et ergonomiques. Ils incluent les postures statiques et les mouvements à faible mise en charge, mais appliqués de façon soutenue ou répétée (ex : position assise, position debout prolongée, flexion antérieure et rotation du tronc), la vibration ainsi que les mises en charge importantes et répétées (O'Sullivan, 2005). Des facteurs individuels tels qu'une diminution de la force des quadriceps (Trafimow, Schipplein, Novak et Andersson, 1993; Stevenson et al., 2001) et de l'endurance des extenseurs du rachis, des muscles abdominaux (Stevenson et al., 2001; O'Sullivan, 2005) et des quadriceps (Stevenson et al., 2001), une réduction de la flexibilité des ischiojambiers, une laxité ligamentaire excessive ainsi qu'une modification du contrôle neuromusculaire de la région lombaire peuvent également être associés aux lombalgies (O'Sullivan, 2005). De plus, certains processus dégénératifs des muscles érecteurs du rachis tels qu'une diminution de la masse, une atrophie par inhibition réflexe ainsi que des changements histologiques comme une infiltration adipeuse des muscles multifides semblent associés aux lombalgies chroniques. Enfin, une altération des caractéristiques des fibres musculaires, c.-à-d. une prédominance des fibres de type IIB suivant le premier épisode de douleurs lombaires, a aussi été proposée comme étant une cause potentielle de récurrence et de chronicité des douleurs lombaires (Hides, Richardson et Jull, 1996; Fryer et al., 2004a; Kjaer, Bendix, Sorensen, Korsholm et Leboeuf-Yde, 2007).

B. Traitement des lombalgies

Diagnostiquer avec précision l'origine anatomique des douleurs lombaires est un défi relativement complexe. De fait, environ 85% des lombalgies sont qualifiées de « non spécifiques » puisque même les techniques d'imageries contemporaines ne permettent pas toujours d'identifier avec certitude les structures responsables des douleurs lombaires. Cette réalité a fait en sorte que les traitements sont généralement orientés en fonction des signes et symptômes des patients, sans considérer la cause ou les mécanismes de douleur sous-jacents (O'Sullivan, 2005).

Parmi les traitements conservateurs généralement utilisés dans le traitement des lombalgies non spécifiques, on retrouve la médication (analgésiques, anti-inflammatoires, relaxants musculaires), les thérapies manuelles (manipulation vertébrale, mobilisation vertébrale, massothérapie) et les exercices (exercices de renforcement, exercices posturaux, étirements, exercices de stabilisation) (Ekman et al., 2005).

La manipulation vertébrale

Effets mécaniques

Lors d'une manipulation vertébrale, le chiropraticien prend contact sur un processus vertébral (ex. processus mamillaire du rachis lombaire), puis amène l'articulation près de la limite de sa zone neutre, où la résistance des tissus passifs et actifs augmente de façon plus importante (Ianuzzi et Khalsa, 2005). Cette étape se nomme « pré-tension » et dans la région lombaire, la force appliquée lors de la pré-tension varie entre 20 et 180 N (Herzog, 1995; Pickar et Kang, 2006). Par la suite, une

impulsion caractérisée par la force et le temps (la vitesse réfère au temps de montée de la force, et l'amplitude réfère à la force ou au déplacement induit aux tissus paravertébraux) est donnée. La direction de l'impulsion est également contrôlée par le clinicien. La force maximale appliquée lors de l'impulsion dynamique varie entre 220 et 550 N (Herzog, 1995; Pickar et Kang, 2006). La pré-tension, quant à elle, représente environ 25% de la force maximale générée (Pickar et Kang, 2006). Le temps de montée de la force réfère à la durée de l'impulsion et varie entre 200 et 420 millisecondes selon la région manipulée. Le taux d'application de la force, qui correspond à la force maximale/temps de montée de la force, varie entre 500 et 2750 N/s selon la région du rachis (Pickar et Kang, 2006).

Les mouvements vertébraux durant la manipulation sont relativement faibles : 1 à 2,5° de rotation et 0,25 à 1,62 mm de translation (Ianuzzi et Khalsa, 2005). La quantité de mouvement vertébral dépend principalement du vecteur et de la quantité de force utilisés. L'amplitude de la pré-tension, ainsi que le site de la manipulation ne font pas varier de façon significative les déplacements vertébraux (Ianuzzi et Khalsa, 2005). Enfin, il est important de noter que les segments vertébraux qui subissent un déplacement reviendront à leur position initiale à l'intérieur des 10 minutes suivant la manipulation vertébrale (Herzog, 1995).

Les manipulations vertébrales de type haute-vitesse et faible-amplitude (HVFA) sont les traitements utilisés par la majorité des chiropraticiens (Coulter and Shekelle, 2005). Elles peuvent être considérées comme un traitement sécuritaire, car l'étirement capsulaire induit par la manipulation n'excède pas celui engendré par les amplitudes de

mouvement subies quotidiennement par les structures de la région lombaire. Cependant, le stimulus résultant de la manipulation est suffisant pour exciter les mécanorécepteurs capsulaires (Ianuzzi et Khalsa, 2005) et ainsi entraîner des réponses neuromusculaires locales. Ianuzzi et Khalsa (2005) suggèrent qu'un traitement efficace, par manipulation vertébrale, chez des patients ayant une lombalgie ne nécessite pas une spécificité segmentaire, car l'étirement de la capsule articulaire au segment manipulé ne diffère pas significativement de celui qui est engendré par une manipulation aux segments supérieurs ou inférieurs.

Effets neurologiques

Dans leur revue de littérature, Fryer et al. (2004b) ont recensé plusieurs études portant sur les effets de la manipulation vertébrale sur l'activité musculaire enregistrée par électromyographie (EMG). Nombre de ces études ont montré une diminution de l'activité EMG au repos suite à une manipulation vertébrale. Toutefois, la qualité des conclusions de la plupart de ces recherches est critiquée par Fryer et al. (2004b) en raison d'une absence de groupe contrôle ainsi que d'un manque de rigueur dans la description de la méthodologie, des résultats et des données EMG.

Dans l'une de leurs études, Bolton et Budgell (2006) émettent l'hypothèse qu'il existe une distinction entre la manipulation et la mobilisation vertébrales en ce qui a trait à la stimulation des mécanorécepteurs des muscles intervertébraux profonds. En raison de leurs origines et insertions, les muscles larges et superficiels, tels que les érecteurs du rachis, ont pour fonction la production de mouvements vertébraux globaux. Les muscles

profonds sont, quant à eux, plus courts et s'insèrent plus près du centre de rotation de la vertèbre.

Leur rôle des muscles profonds dans le signalement des positions segmentaires serait donc plus important que ceux des grands muscles superficiels du rachis. Bolton et Budgell émettent donc l'hypothèse que la manipulation vertébrale entraînerait un stimulus immédiat et de courte durée aux récepteurs des tissus intervertébraux profonds (mécanorécepteurs et fuseaux neuromusculaires des unités vertébrales) alors que les massages et les mobilisations stimuleraient davantage les fuseaux neuromusculaires des muscles superficiels.

DeVotch et al. (2005) ont étudié l'effet de la manipulation vertébrale (Diversified et Activator) sur l'activité EMG au repos auprès de 16 patients chiropratiques sous traitements. L'activité EMG, mesurée en valeur RMS (root mean square; amplitude du signal EMG normalisé), était enregistrée à deux endroits sur la musculature paravertébrale de chacun des 16 sujets (un seul endroit chez un sujet). L'emplacement des électrodes était déterminé par une palpation des hypertonicités de la musculature paravertébrale (activité EMG au repos augmentée). L'enregistrement des données se faisait en continu durant le traitement complet (5 à 10 minutes). L'EMG a montré une diminution de l'activité paravertébrale au repos d'au moins 25% dans 24 des 31 sites d'enregistrement. Comme l'emplacement des enregistrements EMG était basé, sur la palpation des hypertonicités musculaires, technique dont la fidélité et la validité sont très contestées, l'interprétation des résultats de cette étude demeure à ce jour difficile.

Par contre, prodiguée à des individus asymptomatiques, la manipulation vertébrale augmente l'activité EMG paravertébrale. La plupart des auteurs considèrent cette réponse comme une réponse neuromusculaire réflexe de la région anatomique en lien avec le segment vertébral manipulé (Pickar, 2002; Cramer et al., 2006). Cette réponse neuromusculaire se produit à l'intérieur des 50 à 200 millisecondes suivant l'impulsion et se distingue par une bouffée EMG excédant l'activité EMG au repos (Pickar, 2002; Cramer et al., 2006).

L'amplitude EMG brute enregistrée suite à une manipulation vertébrale dépend du positionnement des électrodes. En effet, l'amplitude est plus élevée lorsque la manipulation est effectuée près du site de l'électrode. La durée de la lombalgie du sujet évalué influence également la réponse, car plus la lombalgie est chronique, moins l'amplitude de la réponse EMG enregistrée suite à la manipulation est importante (Pickar, 2002; Cramer et al., 2006). En fait, si on se réfère aux travaux de DeVotch et al. (2005), il est permis de croire que la manipulation vertébrale pourrait entraîner une réduction de l'activité EMG des muscles paravertébraux chez des sujets lombalgiques.

Dans une étude récente, Krekoulas, Petty et Cheek (2007) ont étudié l'effet de la mobilisation postéro-antérieure sur l'activité musculaire paravertébrale lombaire chez un groupe de sujets asymptomatiques. Chacun des sujets a été aléatoirement soumis à trois conditions expérimentales différentes: contrôle (décubitus ventral durant 2 minutes), placebo (contact du 3^e doigt de l'expérimentateur sur le processus épineux de L3 durant 2 minutes) et mobilisation postéro-antérieure du rachis lombaire. Lors de la mobilisation, les expérimentateurs ont utilisé un contact pisiforme appliqué sur le

processus épineux de L3. Une poussée postéro-antérieure d'une force moyenne oscillant entre 62,2N et 103,3N, force à laquelle les auteurs mentionnent l'initiation d'un mouvement vertébral, à une fréquence de 1,2Hz a été exercée pendant 2 minutes. Les résultats de cette étude montrent une diminution moyenne de 15,5% de l'activité EMG de surface aux niveaux T10, L3 et L5 suite à la mobilisation comparativement à celle enregistrée dans la condition contrôle. De façon similaire, la mobilisation entraîne une baisse de 17,8% de l'activité EMG de surface par rapport au placebo. La diminution de l'activité EMG a été plus marquée à L3, ensuite à L5, puis à T10. Ce qui suggère que la mobilisation, tout comme la manipulation vertébrale a un effet plus important à proximité de son application.

Les manipulations vertébrales semblent également avoir un effet sur la force musculaire. En effet, une augmentation de la force des muscles extenseurs du genou, du côté ipsilatéral à la manipulation sacro-iliaque, a été enregistrée chez des sujets symptomatiques par Suter, McMorland, Herzog et Bray (2000). Keller et Colloca (2000) ont, quant à eux, mis en évidence une augmentation de la force isométrique des érecteurs du rachis suite à une manipulation vertébrale.

Pour l'instant, tous ces résultats quant aux effets neurologiques de la manipulation vertébrale ne sont que des effets à court terme. Évidemment, on ne sait pas encore si ces effets persistent à moyen terme ce qui rend difficile les interprétations cliniques en lien avec ces outils thérapeutiques.

C. Phénomène de flexion-relaxation

Stabilité lombaire

La stabilité de la région lombaire est assurée par les structures passives (vertèbres, facettes articulaires, ligaments, disques intervertébraux, capsules articulaires, fascia thoracolombaire, composantes passives des muscles du tronc et rigidité de la cavité abdominale) et les structures actives (système neuromusculaire : unités motrices et tendons). Panjabi (1992 a et b) a proposé un modèle permettant de comprendre la contribution relative des divers éléments responsables de la stabilité lombaire et a introduit le concept de la « zone neutre ». Cette zone correspond donc à la zone de mouvements articulaires où les contraintes sur le système musculo-squelettique sont minimales et où un faible niveau de contraction musculaire suffit à stabiliser les segments vertébraux.

Parmi les structures impliquées dans la stabilisation lombaire, les muscles érecteurs du rachis lombaire, le fascia thoracolombaire et les ligaments postérieurs jouent un rôle stabilisateur important en créant des moments de force en extension lors de la flexion du tronc. La musculature abdominale est également considérée comme une structure active responsable de la stabilité du rachis lombaire. En effet, la contraction du muscle transverse abdominal augmente la pression intra-abdominale et son activité musculaire semble plus marquée lors de soulèvements isocinétiques et de contractions volontaires isométriques de haute intensité (Allison et Henry, 2001). Ceci suggère un rôle important du muscle transverse de l'abdomen dans le maintien de la pression intra-abdominale lors de ces tâches.

Une modification du contrôle moteur de la musculature abdominale, caractérisée par un délai dans l'activation des muscles abdominaux, lors d'une tâche de flexion de l'épaule à différentes vitesses a également été associée aux lombalgies chroniques (Hodges et Richardson, 1999). On considère donc généralement les muscles érecteurs du rachis et la musculature abdominale comme étant les principales structures actives responsables de la stabilité, mais certains chercheurs suggèrent une contribution provenant d'autres groupes musculaires de la région lombopelvienne tels les muscles grand fessier, le chef long du biceps fémoral, grand dorsal (van Wingerden, Vleeming, Buyruk et Raissadat, 2004). Difficilement quantifiables par des méthodes directes, les mécanismes de stabilisation lombaire peuvent cependant être évalués en laboratoire par des méthodes indirectes et à l'aide de réponses neuromusculaires stéréotypées.

Phénomène de flexion-relaxation lombaire

La flexion vertébrale est contrôlée par la contraction excentrique des muscles érecteurs du rachis alors que la contraction excentrique des extenseurs de la hanche et des ischiojambiers contrôle le mouvement du bassin lors de la flexion du tronc. Lorsqu'un sujet sain effectue une flexion antérieure du tronc, on note, en fin d'amplitude, une disparition de l'activité électrique des érecteurs du rachis (figure 2). Ce « silence myoélectrique » se produit à environ 57% et 84 % de l'amplitude maximale de flexion coxo-fémorale et lombaire, respectivement. La réapparition du signal EMG durant l'extension à partir de la position fléchie se produit à environ 64 et 88% de flexion maximale coxo-fémorale et lombaire, respectivement (Gutpa, 2001). Nommée par Floyd et Silver (1951), la période de silence myoélectrique observée en flexion

complète du tronc est appelée phénomène de flexion-relaxation.

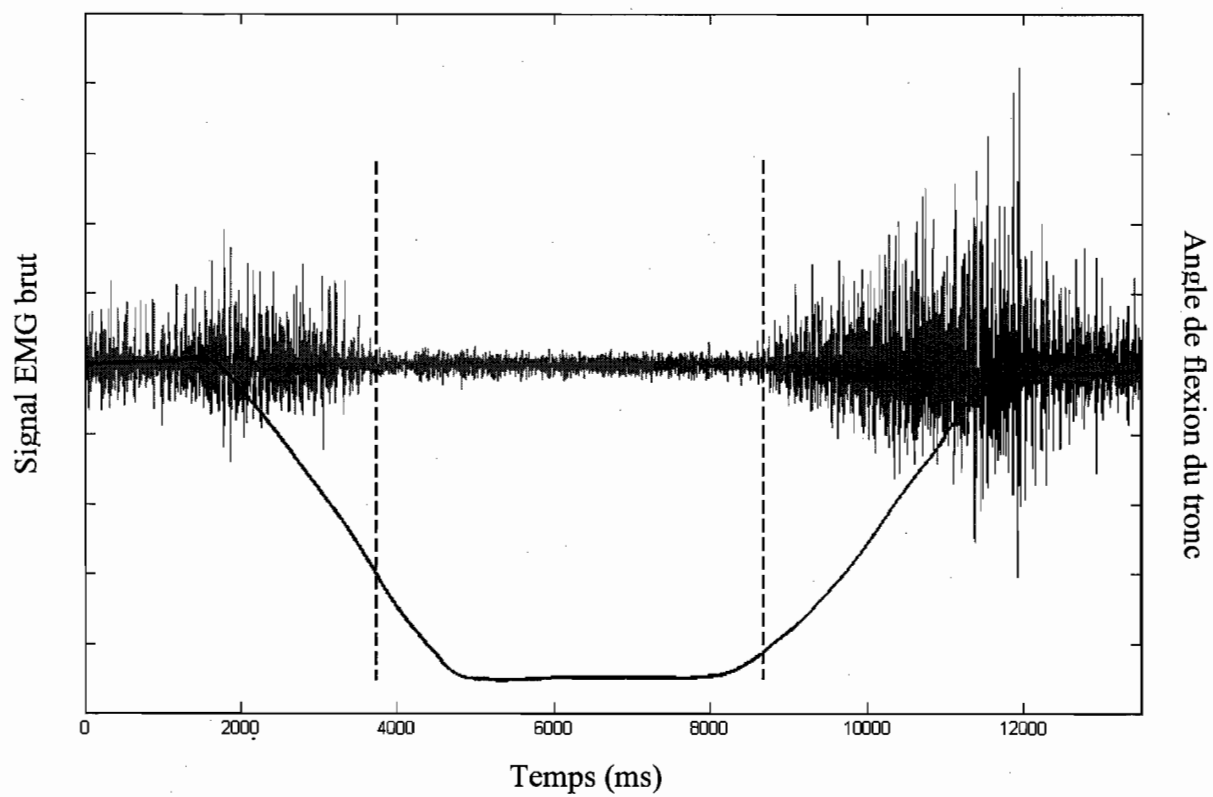


Figure 2. Signal EMG brut et angle de flexion du tronc d'un sujet effectuant un cycle complet de flexion-extension du tronc.

L'apparition et la disparition du phénomène de flexion-relaxation (plage articulaire correspondante au silence EMG) peuvent être influencées par plusieurs facteurs tels que la lordose lombaire, la laxité articulaire, la force et la longueur relatives des muscles du tronc et de la hanche, la coordination entre les mouvements du tronc et ceux de la hanche, la vitesse d'exécution (Sarti, Lison, Monfort et Fuster, 2001), la fatigue musculaire (Descarreaux, Lafond, Jeffrey-Gauthier, Centomo et Cantin, 2008) et l'ajout de charge (Descarreaux et al., 2008). Diverses hypothèses ont été émises pour expliquer ce phénomène. Un transfert de la résistance du moment d'extension aux structures passives (ligaments jaunes et autres ligaments, disques intervertébraux, fascia thoracolombaire) constitue la principale hypothèse (Gutpa, 2001; Sarti et al., 2001; Geisser, Haig, Wallbom et Wiggert, 2004; Colloca et Hinrichs, 2005). En outre, McGill et Kippers (1994) ont montré que lors de la flexion complète du tronc, les muscles érecteurs du rachis effectuent initialement une contraction excentrique pour créer un moment d'extension. Les structures passives génèrent ensuite la majorité du moment de force, ce qui expliquerait le silence myoélectrique des érecteurs du rachis lombaire. D'autres auteurs ont proposé une redistribution du recrutement musculaire vers les muscles profonds qui ne sont habituellement pas enregistrés à l'aide de l'électromyographie de surface (Andersson, Oddsson, Grundstrom, Nilsson et Thorstensson, 1996). Les travaux de Sihvonen, Partanen et Hanninen (1988), qui ont montré une forte corrélation entre les EMG de surface et intramusculaire des muscles lombaires dans une tâche de flexion sans fatigue musculaire, invalident partiellement cette seconde hypothèse.

Lombalgies et phénomène de flexion-relaxation lombaire

Le phénomène de flexion-relaxation lombaire est présent chez les sujets sains, mais son absence est aussi caractéristique des sujets ayant des lombalgies chroniques (Triano et Schultz, 1987; Colloca et Hinrichs, 2005). Les patients atteints de lombalgies chroniques ne présenteraient pas ce phénomène en raison d'une coordination neuromusculaire anormale entre les mouvements du tronc et de la hanche (Gupta 2001; Colloca et Hinrichs, 2005). Certains auteurs (Sihvonen, 1997) croient que l'activation continue des érecteurs du rachis lombaire chez les sujets ayant des douleurs lombaires constitue une réponse protectrice visant à augmenter le niveau de stabilisation lombaire (*splinting response*) et ainsi limiter le risque de blessures ultérieures. La stabilité lombaire optimale est obtenue grâce à la contribution relative des éléments stabilisateurs passifs et actifs. L'équilibre entre stabilisations passive et active peut être perturbé par la douleur, la vitesse d'exécution (Sarti et al., 2001) et l'ajout d'une charge (Gutpa, 2001). Enfin, d'autres auteurs ont montré que la fatigue musculaire des muscles du rachis (Olson, Li et Solomonow, 2004; Descarreaux et al., 2008) pouvait augmenter la période de silence électromyographique des érecteurs du rachis.

Certaines interventions thérapeutiques semblent avoir une influence sur le phénomène de flexion-relaxation chez les individus ayant des lombalgies. Un programme de réadaptation vertébrale, d'une durée de 7 semaines, a été effectué par 54 patients ayant des lombalgies chroniques reliées au travail (Neblett, Mayer, Gatchel, Keeley et Proctor, 2003). Des exercices progressifs visant une amélioration des amplitudes de mouvement, de la force et des capacités fonctionnelles constituaient le

volet physique de l'intervention. Ces exercices étaient accompagnés d'un entraînement avec biofeedback par sEMG afin d'enseigner aux sujets à relaxer la région lombaire lors du mouvement de flexion du tronc. Des rencontres informatives sur la gestion de la douleur et du stress complétaient le programme. Lors de l'évaluation initiale, seulement 30% des patients montraient une réponse myoélectrique normale en flexion du tronc. Cette première étude sur le sujet a montré une réponse normale du phénomène de flexion-relaxation chez 94% des patients suite au traitement. Selon Neblett et al. (2003), les changements obtenus suite au programme de réadaptation sont dus à de multiples facteurs et leurs interventions n'expliqueraient que partiellement les changements observés dans le phénomène de flexion relaxation lombaire. D'après les auteurs, le contexte psychosocial (degré d'incapacité fonctionnelle, comportements d'appréhension-évitement) pourrait être un facteur déterminant de l'évolution du phénomène de flexion-relaxation au cours d'un traitement s'échelonnant sur plusieurs semaines. Conséquemment, ils suggèrent des évaluations sEMG périodiques chez les individus ayant des lombalgies chroniques afin, d'une part, de déterminer les patients qui ont une réelle chronicité et d'autre part, de mieux encadrer leurs besoins en termes de traitements et de « retour au travail ».

Dans une étude visant à étudier les effets mécaniques et neurologiques de la manipulation vertébrale, Lehman et McGill (2001) se sont intéressés à l'influence de la manipulation vertébrale sur les amplitudes de mouvement lombaires et l'activité électromyographique des muscles du tronc. Un total de 19 sujets présentant une lombalgie non spécifique a pris part à l'expérimentation. La répartition des sujets s'est

effectuée de la façon suivante. Un groupe de 14 individus ($n=14$) devait exécuter trois tâches dynamiques différentes : [1] une flexion-extension lombaire, [2] une flexion latérale lombaire et [3] une rotation lombaire. L'activité musculaire au repos était également évaluée chez 7 de ces 14 sujets. Enfin, 5 autres individus ont participé à l'évaluation musculaire au repos seulement pour un total de 12 sujets ($n=12$) pour cette condition. Chacune des conditions expérimentales était effectuée avant et immédiatement après une manipulation vertébrale lombaire en rotation. Certains participants ($n=10$) ont également répété les tâches 20 minutes après la manipulation afin d'observer la persistance des changements dans le temps. Lors de la tâche en flexion-extension lombaire, les auteurs se sont également intéressés à l'activité EMG en flexion complète (phénomène de flexion-relaxation) avant et après la manipulation vertébrale. La cinématique a été évaluée grâce à un système d'acquisition du mouvement en trois dimensions à l'aide de marqueurs placés au niveau du processus épineux de T12 et du sacrum. L'activité électromyographique a été enregistrée à l'aide d'électrodes installées bilatéralement au niveau des muscles droit abdominal, oblique externe et érecteurs du rachis à T9 et L3. Les résultats montrent que la manipulation vertébrale semble influencer faiblement les amplitudes de mouvement lombaire en les augmentant légèrement chez certains sujets. Les changements les plus marqués ont été observés chez les participants présentant initialement le plus de douleur et qui avaient des amplitudes de mouvement plus limitées. De plus, lorsque des changements étaient observés, ceux-ci semblaient se maintenir sur une durée d'au moins 20 minutes. Peu de changements ont été mis en évidence en regard à l'activité EMG. Néanmoins, un total de 17 muscles,

répartis entre les sujets, ont montré un changement au niveau de leur activité au repos après la manipulation vertébrale. La quasi-totalité des muscles (16/17) a montré une réduction d'activité musculaire et la majorité des changements (13/17) se sont produits au niveau des muscles érecteurs du rachis. Ces données montrent que la manipulation vertébrale semble avoir un effet qui est davantage local, car peu de changements ont été observés au niveau des muscles abdominaux. Malheureusement, certaines contradictions entre le texte et les tableaux rendent difficile l'interprétation de ces résultats. En outre, Lehman et McGill ont mis en évidence, une réduction de l'activité EMG de certains muscles érecteurs (9 sur 55 à l'étude) lors de la flexion du tronc (phénomène de flexion-relaxation) chez 5 des 14 sujets ayant une lombalgie tandis qu'un sujet a montré une augmentation du signal suite à la manipulation vertébrale.

Ritvanen, Zaproudina, Nissen, Leinonen et Hanninen (2007) ont étudié l'effet de deux différents traitements (mobilisation/manipulation vertébrale vs. physiothérapie) sur le phénomène de flexion-relaxation lombaire. Afin d'évaluer le phénomène de flexion-relaxation, le ratio entre l'activité EMG maximale en flexion et l'activité EMG en flexion complète (FRR) a été calculé. Les sujets ayant une lombalgie ont été évalués avant les traitements et un mois après le dernier traitement. Les résultats sont peu concluants puisque le ratio FRR a diminué en raison d'une augmentation de l'activité EMG en flexion complète et non pas en raison d'une réduction de l'activité électrique pendant le phénomène de flexion relaxation de la région lombaire.

Enfin, une autre étude (Marshall et Murphy, 2006) a évalué l'effet, sur plusieurs mesures physiologiques dont le phénomène de flexion-relaxation, d'un programme

progressif d'exercices sur ballon suisse chez des sujets ayant une lombalgie chronique. D'une durée totale de 12 semaines, le traitement a mené à un changement progressif du FRR qui a atteint son amélioration maximale à la 8^e semaine de traitement. Une dernière évaluation a été effectuée trois mois après la fin du traitement. Une diminution du FRR a été rapportée, indiquant une détérioration du phénomène de flexion-relaxation chez les sujets. À la lumière de ces différentes études, il semble que l'absence du phénomène de flexion-relaxation lombaire chez les sujets ayant des lombalgies représente une adaptation fonctionnelle à la douleur chronique qui n'est pas facile à modifier.

D. Objectif et hypothèse

L'absence du phénomène de flexion-relaxation lombaire est caractéristique des sujets ayant des lombalgies chroniques (Triano et Schultz, 1987; Colloca et Hinrichs, 2005) et l'activation soutenue des érecteurs du rachis lombaire lors de la flexion lombaire constituerait une réponse protectrice visant à augmenter le niveau de stabilisation lombaire (Sihvonen, 1997). De plus, les individus ayant des douleurs lombaires chroniques montrent une activité EMG paravertébrale anormalement élevée en particulier en position debout (Fryer et al., 2004a). Enfin, chez des sujets symptomatiques, des études ont montré une diminution de l'activité EMG paravertébrale suite à une manipulation vertébrale lombaire (DeVocht et al., 2005; Fryer et al., 2004b; Suter et al., 1994).

Par conséquent, l'objectif principal du présent projet de recherche consiste à déterminer l'effet de la manipulation vertébrale sur les paramètres spatio-temporels et électromyographiques du phénomène de flexion-relaxation lombaire chez un groupe de

sujets ayant des douleurs lombaires chroniques. Ce phénomène qui représente une réponse stéréotypée et reproductible dans le temps (Sarti et al., 2001), constitue un modèle d'étude intéressant de la stabilisation lombaire.

Puisque l'activité EMG de repos des érecteurs du rachis lombaire est augmentée chez les sujets ayant des lombalgies chroniques et puisque la manipulation vertébrale semble modifier momentanément le niveau d'activation de la musculature paravertébrale, nous émettons l'hypothèse qu'une manipulation vertébrale lombaire entraînera une diminution temporaire de l'activité EMG (amplitude du signal EMG normalisé; RMS) lors d'une tâche de flexion-extension du tronc.

E. Méthodologie

Participants

Une lombalgie est dite aiguë si elle dure moins de 2 à 4 semaines, subaiguë jusqu'à 12 semaines et chronique si elle est présente pendant plus de 12 semaines (Ekman et al., 2005). Une lombalgie peut également être récurrente si elle survient périodiquement dans un intervalle de 6 mois (Krismer et van Tulder, 2007). Considérant que l'absence du phénomène de flexion-relaxation lombaire est caractéristique des sujets ayant des lombalgies chroniques (Triano et Schultz, 1987; Colloca et Hinrichs, 2005) et que nous connaissons peu les effets de la lombalgie aiguë et subaiguë sur ce phénomène, la sélection des participants a été effectuée de la façon suivante.

Une cohorte de 27 participants ($n=27$), 13 femmes et 14 hommes, ayant des lombalgies chroniques (plus de 12 semaines) a été recrutée pour participer au projet. Le groupe expérimental (manipulation vertébrale) était constitué de 13 sujets et le groupe contrôle était composé de 14 sujets. Les caractéristiques des participants sont détaillées dans le tableau 1.

Tableau 1

Caractéristiques des participants (moyenne et écart-type)

	Groupe expérimental (n=13)	Groupe contrôle (n=14)
Âge (années)	36,08 ± 12,30	43,50 ± 10,54
Masse corporelle (kg)	77,10 ± 17,41	72,35 ± 16,51
Taille (m)	1,73 ± 0,12	1,68 ± 0,10
Indice de masse corporelle (kg/m ²)	25,57 ± 3,65	25,33 ± 3,82
Durée des douleurs lombaires	(n)	(n)
1: < 1 an	1	2
2: 1 à 3 ans	4	2
3: 3 à 5 ans	3	3
4: 5 à 10 ans	2	4
5: > 10 ans	3	3
Oswestry modifié (/100)*	19,23 ± 10,05	15,57 ± 8,92
FABQ F1 (/42)**	16,08 ± 9,78	11,86 ± 8,47
FABQ F2 (/24)**	8,08 ± 4,42	7,57 ± 6,32
VAS pré (/100)***	26,92 ± 21,82	23,29 ± 21,81
VAS post (/100)***	24,85 ± 22,29	30,14 ± 26,92

*Oswestry modifié : Capacités fonctionnelles (sur un total de 100 points)

**FABQ (fear avoidance belief questionnaire) : F1 Notion d'appréhension-évitement concernant le travail (sur un total de 42 points); F2 Notion d'appréhension-évitement concernant l'activité physique (sur un total de 24 points)

***VAS (visual analog pain scale) : Niveau de douleur des sujets avant et après l'expérimentation (sur un total de 100 points)

Les critères d'inclusion et d'exclusion sont mentionnés dans le tableau 2. Les conditions énumérées dans la liste des critères d'exclusion ont toutes été identifiées comme des conditions pouvant affecter les capacités fonctionnelles ou le contrôle neuromusculaire du rachis lombaire. Tous les participants ont lu et signé un consentement éclairé approuvé par le comité d'éthique de la recherche avec les êtres humains de l'UQTR avant le début des procédures expérimentales.

Tableau 2

Critères d'inclusion et d'exclusion

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Douleur chronique de plus de 12 semaines ▪ Âgés de 18 à 55 ans ▪ Douleur de type mécanique (lombalgie non spécifique) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Spondylolisthèse, arthrite ou arthrose du squelette axial, collagénose, ostéoporose, chirurgie vertébrale, maladie neuromusculaire, blessure musculo-squelettique des membres inférieurs, tumeur maligne, hypertension, infection ou toute autre cause non mécanique. ▪ Radiculopathie, déficit neurologique progressif, myélopathie, hernie discale lombaire ▪ Douleur sévère et incapacitante

Tâches et interventions

Une séance unique d'une durée approximative de 60 minutes, au laboratoire, a été consacrée à chacun des participants. Les sujets avaient à exécuter une tâche de flexion-extension du tronc. Des instructions concernant la tâche à accomplir ainsi qu'une démonstration du mouvement de flexion-extension ont été données à tous les sujets avant l'expérimentation. La position de départ était la position orthostatique avec les bras le long du corps. Les sujets devaient, par la suite, effectuer une flexion du tronc au maximum de leurs capacités; la durée totale du mouvement de flexion complète était de 5 secondes (phase de flexion). Les sujets devaient demeurer dans la position fléchie pendant 3 secondes. La phase d'extension était d'une durée de 5 secondes durant lesquelles les sujets revenaient en position initiale. Un signal sonore généré à l'aide d'un métronome a été utilisé afin de standardiser la durée de chacune des phases du mouvement ainsi que la vitesse d'exécution des différentes phases du mouvement. Avant de débiter l'enregistrement des données, des essais de pratique étaient alloués afin de permettre aux participants de bien maîtriser la tâche à effectuer. Tous les sujets ont complété cinq mouvements de flexion-extension.

Ensuite, les sujets du groupe expérimental (n=13; 8 hommes et 5 femmes) ont reçu une manipulation vertébrale lombaire (HVFA) aux segments lombaires moyens selon la technique Diversified. La manipulation était de type *spinous pull* tel que décrit par Bergmann, Peterson et Lawrence (1993). Le patient était installé en décubitus latéral gauche la tête reposant sur un appui-tête surélevé. Le tronc était légèrement placé en rotation droite avec les bras croisés sur la poitrine, les mains reposant sur les épaules

bilatéralement. La jambe gauche du patient était allongée alors que la jambe droite était fléchie au niveau de la hanche et du genou afin que le dos du pied droit soit placé au niveau du creux poplité gauche. Le chiropraticien faisait face au patient en lui stabilisant la jambe droite entre ses cuisses et le tronc avec sa main droite. Le contact était pris à l'aide des doigts du chiropraticien à l'aspect latéral gauche du processus épineux de L3 du patient. Le degré de flexion de la jambe droite du patient pouvait varier de sorte que le chiropraticien puisse sentir une ouverture de l'espace inter épineux du segment à manipuler. L'impulsion dynamique (thrust) s'effectuait selon un vecteur latéral à médial; une rotation gauche du corps vertébral de L3 était ainsi induite. La figure 3 illustre la position adoptée par le patient lors d'une manipulation vertébrale de la région lombaire. Dans le protocole actuel, la manipulation vertébrale était utilisée comme une perturbation mécanique ayant pour objectif de stimuler les mécanorécepteurs vertébraux. Bien que la population à l'étude était symptomatique, en aucun cas la manipulation vertébrale ne se voulait de nature thérapeutique.

Les manipulations ont été effectuées par des chiropraticiens (2) ayant chacun neuf (9) années d'expérience clinique. Les sujets du groupe contrôle (n=14; 6 hommes et 8 femmes) ont été placés en décubitus latéral gauche avec la jambe supérieure fléchie et le tronc en légère rotation pendant 10 secondes, mais aucune intervention thérapeutique ne leur a été prodiguée.

Aussitôt la manipulation vertébrale ou la phase de position contrôle complétée, les sujets devaient à nouveau effectuer 5 répétitions de la tâche de flexion-extension du

tronc décrite précédemment. Le temps écoulé entre la manipulation vertébrale et le début de la deuxième série de flexion-extension variait entre 15 et 45 secondes.

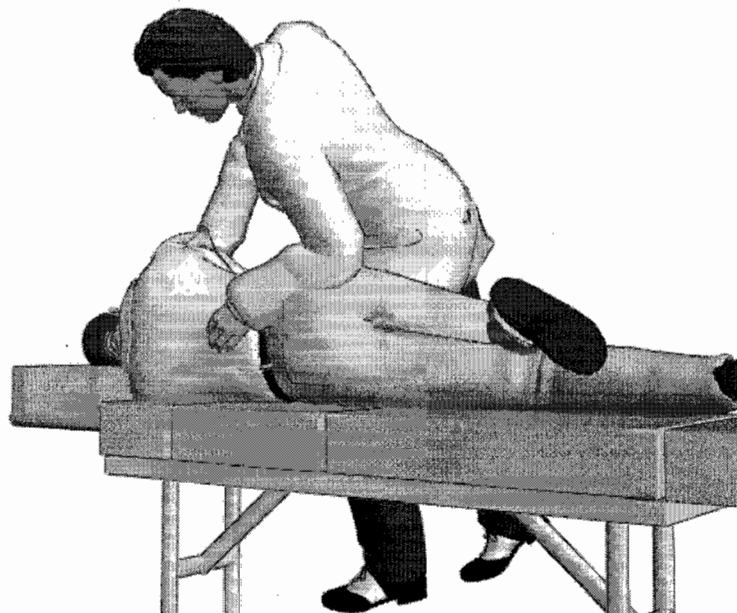


Figure 3. Position en décubitus adoptée lors d'un ajustement, selon la technique Diversified, de type *spinous pull* de la région lombaire

Instrumentation

Les questionnaires Oswestry modifié, Fear avoidance belief questionnaire (FABQ) et une échelle visuelle analogue (visual analog pain scale: VAS), ont été utilisés pour établir, respectivement, les capacités fonctionnelles, les comportements d'appréhension-évitement et le niveau de douleur des sujets ayant une lombalgie chronique. Ces questionnaires sont reconnus pour leurs qualités psychométriques : fidélité, validité et

capacité discriminante (Calmels, Bethoux, Condemine et Fayolle-Minon, 2005; Chaory, Fayad, Rannou, Lefevre-Colau, Fermanian, Revel et Poiraudau, 2004; Ostelo et de Vet, 2005; Scrimshaw et Maher, 2001). Les scores aux différents questionnaires ont été utilisés *a posteriori* comme variables contrôlées afin de déterminer l'équivalence des deux groupes de sujets. Un questionnaire portant sur la localisation, la durée et les symptômes associés à leurs douleurs lombaires a également été complété par les participants.

Une analyse cinématique a été effectuée à l'aide d'un système d'analyse du mouvement (Optotrak Certus, Northern Digital, Waterloo, Canada). Des diodes infrarouges ont été placées du côté droit de chacun des sujets selon les repères anatomiques suivants : a) malléole latérale, b) portion latérale et distale du condyle fémoral, c) grand trochanter, d) milieu de la crête iliaque, e) 10^e côte, et f) acromion (figure 4). La collecte des données cinématiques a été faite à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Une bande passante basse et un filtre Butterworth de 4^e ordre à une fréquence de coupure de 5Hz ont été utilisés. La précision de mesure de l'appareil Certus est de l'ordre de 0,1mm.

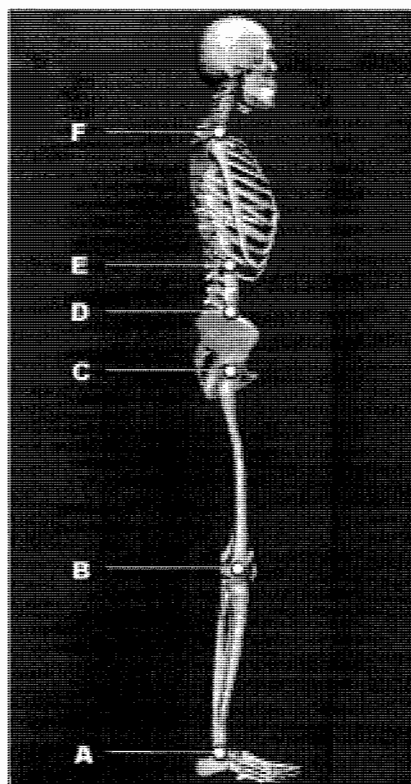


Figure 4. Position des diodes infrarouges pour l'analyse cinématique

L'acquisition des données électromyographiques de surface a été effectuée à l'aide d'électrodes bipolaires jetables Ag-AgCl installées bilatéralement au niveau des érecteurs du rachis à L2 ainsi qu'au niveau des multifides superficiels à L5 (figure 5). Une électrode de référence a été installée sur l'acromion gauche des sujets. Tel que proposé par Merletti, Lo Conte, Avignone et Guglielminotti (1999), les électrodes étaient placées selon l'orientation des fibres musculaires et l'impédance à la peau a été réduite de la façon suivante: 1) raser les zones concernées si nécessaire, 2) exfolier doucement la peau à l'aide d'un papier sablé fin (3M Red Dot Trace Prep), puis nettoyer la peau avec un coton imbibé d'alcool. Le système d'acquisition Bortec biomedical

(Modèle AMT-8, taux de réjection du mode commun 115 dB à 60 Hz, impédance d'entrée de $10\text{ G}\Omega$) était utilisé pour l'acquisition des données EMG de surface. La fréquence d'échantillonnage était de 900 Hz. L'acquisition des données a été effectuée à l'aide du logiciel LabView (National Instruments, Austin TX, USA) tandis que le traitement a été complété avec le logiciel MatLab (Mathworks, Natick, MA, USA).

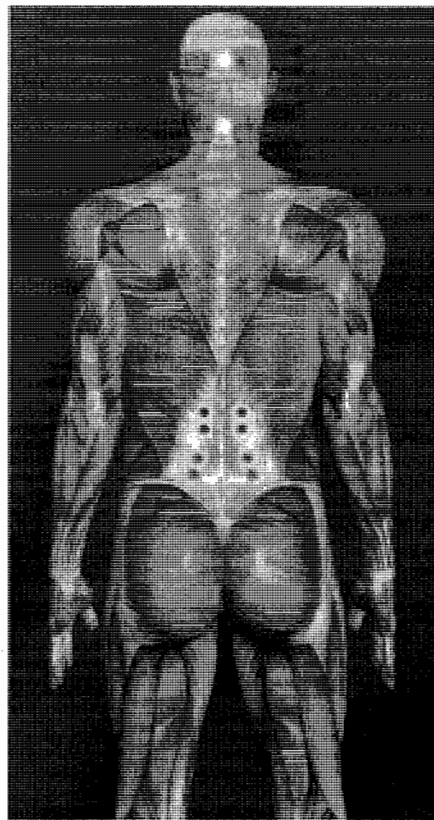


Figure 5. Position des électrodes de l'électromyographie de surface

Analyse des données et variables dépendantes

Les variables dépendantes choisies pour cette étude sont les suivantes : [1] L'angle d'apparition et de disparition du phénomène de flexion-relaxation exprimé en valeurs brutes et en pourcentage de la flexion maximale, [2] l'amplitude du signal EMG normalisé (RMS) mesurée lors des trois phases du mouvement. Les signaux EMG rectifiés et les données cinématiques ont été marqués afin de déterminer l'angle total du tronc correspondant respectivement au début du silence myoélectrique durant la phase de flexion et à la réapparition du signal EMG en extension du tronc. Le début et la fin de la phase de relaxation ont été quantifiés par une inspection visuelle du signal EMG rectifié. Lorsque la visualisation de la zone de transition entre les bouffées concentriques et excentriques s'avérait difficile, les signaux EMG rectifiés ont été élevés au carré afin de permettre une meilleure dissociation entre les phases de flexion, de relaxation et d'extension. Le ratio extension relaxation (ERR) [3] a également été calculé en divisant la valeur RMS mesurée durant la phase d'extension, par la valeur RMS lors de la relaxation (flexion complète). Toutes les données obtenues provenant des côtés droit et gauche ont été moyennées à chacun des niveaux étudiés (L2 et L5).

Statistiques

Afin de vérifier l'équivalence des deux groupes, les moyennes de groupe pour les paramètres anthropométriques et les scores obtenus aux différents questionnaires cliniques ont été comparées à l'aide de tests T pour échantillons indépendants. L'angle de flexion du tronc correspondant au début et à la fin du silence myoélectrique, l'amplitude du signal EMG normalisé (RMS) durant la phase de flexion complète et le ERR ont été comparés à l'aide d'une ANOVA 2x2 pour mesures répétées (Groupe x Condition). Pour chacune des interactions significatives Groupe x Condition observées, des comparaisons post hoc ont été effectuées à l'aide du test de Tukey. Pour toutes les analyses, le seuil de signification a été fixé à $p < 0,05$.

CHAPITRE II

JMPT Manuscript Processing Department
200 East Roosevelt Road
Lombard, IL 60148

Dear Dre Johnson,

Please find included a version of the manuscript entitled: "*Modulation Of The Flexion-Relaxation Response By Spinal Manipulative Therapy: A Control Group Study*" that we would like to submit to the Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. The manuscript is original work presenting the surface EMG response to lumbar spine manipulation in a population of chronic low back pain patient.

This manuscript has not been published previously and will not be submitted elsewhere until a decision is made regarding its acceptability for publication in the Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. All authors acknowledge having read the paper and approved the content presented in this manuscript.

Suggested manuscript category: Experimental investigation.

Yours Sincerely,

Kim Lalanne DC

**MODULATION OF THE FLEXION-RELAXATION RESPONSE BY SPINAL
MANIPULATIVE THERAPY: A CONTROL GROUP STUDY**

K. Lalanne, DC¹, D. Lafond, PhD¹, M. Descarreaux, DC, PhD²

¹Département des sciences de l'activité physique and ²Département de chiropratique,
Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, QC, Canada G9A 5H7

Correspondence:

Kim Lalanne, DC

Département de chiropratique

Université du Québec à Trois-Rivières

3604 Pavillon de chiropratique

Trois-Rivières, QC, Canada G9A 5H7

Tel: (819) 376-5011 Ext. 3977

Fax: (819) 376-5204

[HYPERLINK "mailto:martin.descarreaux@uqtr.ca"](mailto:martin.descarreaux@uqtr.ca) kim.lalanne@uqtr.ca

ABSTRACT

Study Design

A laboratory study with a control group.

Objective

To evaluate the effects of spinal manipulation on spatiotemporal flexion-relaxation phenomenon (FRP) parameters in chronic low back pain (CLBP) individuals.

Summary of Background Data

The FRP is an interesting model to study the modulation of lumbar stability. CLBP patients show increased EMG activity at rest and absence of the FRP. Previous investigations have explored the effect of spinal manipulation on local muscle activation. However, the influence of lumbar spinal manipulation on FRP parameters has not been thoroughly examined.

Methods

Twenty-seven adults with CLBP participated in this study, and performed blocks of 5 complete trunk flexions. The experimental group (n=13) then submitted to lumbar spine manipulation, whereas the control group (n=14) was placed in a side-lying control position for 10 s. All study participants performed a final block of 5 trunk flexion-extensions. Trunk and pelvis angles and surface EMG of erector spinae (ES) at L2 and L5 were recorded during the flexion-extension tasks. Total flexion angle corresponding to the onset and cessation of myoelectric silence, normalized EMG and the extension-relaxation ratio (ERR) were compared across different experimental conditions.

Results

A significant reduction of EMG activity during peak trunk flexion (relaxation phase) at the L2 ES level was observed in the experimental compared to the control group. No significant effect was seen at L5 in both groups. The experimental group presented a significantly increased post-manipulation ERR at L2, whereas the control group ratio did not vary after the “side-lying control position”. No significant difference was seen at L5 in both groups. FRP onset and cessation angle did not differ across groups or conditions.

Conclusions

The present study shows that lumbar spine manipulation can, at least for a brief period of time, modulate stabilizing neuromuscular responses of the lumbar spine in a group of LBP patients.

Keywords: Flexion-relaxation phenomenon; spinal manipulation; chronic low back pain

Key points

- Effects of spinal manipulation on the FRP were investigated.
- Lumbar spine manipulation decreased EMG activity during maximal trunk flexion (relaxation phase) at L2.
- FRP onset and cessation angle did not differ across groups or conditions.
- Lumbar spine manipulation may temporarily modulate stabilizing neuromuscular responses of the lumbar spine during trunk flexion and extension.

INTRODUCTION

Low back pain (LBP) is one of the most frequently seen medical conditions in industrialized countries. Occidental, adult LBP lifetime prevalence is about 60% to 85%, and instant prevalence is estimated to be between 15% and 30%^{1,2}. The chronicity of LBP is very common; 6% to 10% of patients with acute LBP will develop recurrent or chronic low back pain (CLBP)¹. Thus, major financial issues result from work absenteeism and incapacities caused by CLBP³. Moreover, a small proportion (4.6 to 8.8%) of LBP conditions last over a year, but they are responsible for a major portion (64.2 to 84.7%) of total costs^{2,4,5}. In 2002, in Sweden, direct total costs related to CLBP were about 3,090 Euros per patient, and indirect costs were estimated to be 17,600 Euros per patient¹.

Many risk factors of LBP have been identified. Age, gender, weight, obesity⁶, smoking⁷, drug and alcohol intake, level of education^{1,8}, a previous LBP episode⁸, and low-level (2 times a week) as well as high-level physical activity (more than 6 hours a week)^{9,10,11} are all correlated with higher risks of LBP. Other mechanical stresses, influenced by environmental and ergonomic factors, are related to the development of LBP and are known to be involved in recurrent or chronic LBP states⁵. They include constant or repeated low load-bearing postures (sitting and standing) and movements (bending and twisting), exposure to vibration, and sudden and repeated spinal loading. Individual factors, such as reduced quadriceps muscle force^{8,12}, decreased endurance of the lumbar erector spinae (ES), abdominal^{5,8} and quadriceps muscles⁸, impaired

hamstring flexibility, increased ligamentous laxity, and modification of motor control in lumbar muscles, have also been associated with LBP ⁵.

Chiropractic care is one of many conservative approaches which addresses LBP. High-velocity, low-amplitude spinal manipulation is the most common treatment used by chiropractors ¹³. Although capsular stretching by spinal manipulation does not exceed that caused by range of motion of daily living, the resulting stimulus is sufficient to excite capsular mechanoreceptors and induce local neuromuscular responses ¹⁴. Previous studies have explored the effect of spinal manipulation on surface EMG (sEMG) activity. DeVocht et al. ¹⁵ investigated the effect of spinal manipulation, using both Diversified and Activator, on paraspinal EMG activity at rest in a group of 16 LBP chiropractic patients. Electrodes were placed over 2 sites with the greatest paraspinal muscle tension, as determined by manual palpation. These authors reported a 25% reduction of paraspinal EMG activity (root mean square, RMS) at rest on 24 out of 31 monitored sites. On the other hand, when performed on asymptomatic subjects, spinal manipulation seemed to increase paraspinal EMG activity (raw sEMG) close to the manipulated segment. Such a response is triggered during the first 50 to 200 ms after dynamic thrust ^{16, 17}.

Krekoukias et al. ¹⁸ recently studied the effect of 2-min posteroanterior mobilization at L3 on lumbar spinal muscle activity in healthy individuals. Their results showed an average 16% decline of EMG activity compared to the control condition: the researcher placed his right middle finger on the patient's L3 spinous process in a prone position for 2 min, and the sEMG presented a 18% decrease compared to placebo.

Trunk flexion is controlled by excentric contraction of the lumbar ES muscles combined with excentric contraction of the hip extensors and hamstrings to control pelvic movement ¹⁹. During full trunk flexion in healthy individuals, myoelectric activity of the lumbar ES muscles is reduced or silent (see figure 1). First described by Floyd and Silver ²⁰, this response is known as the flexion-relaxation phenomenon (FRP). Different mechanisms have been proposed to explain the FRP, and a shift in load-sharing and spinal stabilization from active structures (ES muscles) to passive ligamentous and articular structures (yellow and other ligaments, intervertebral disks, thoracolumbar fascia) has been postulated by several authors ^{19, 21, 22, 23}.

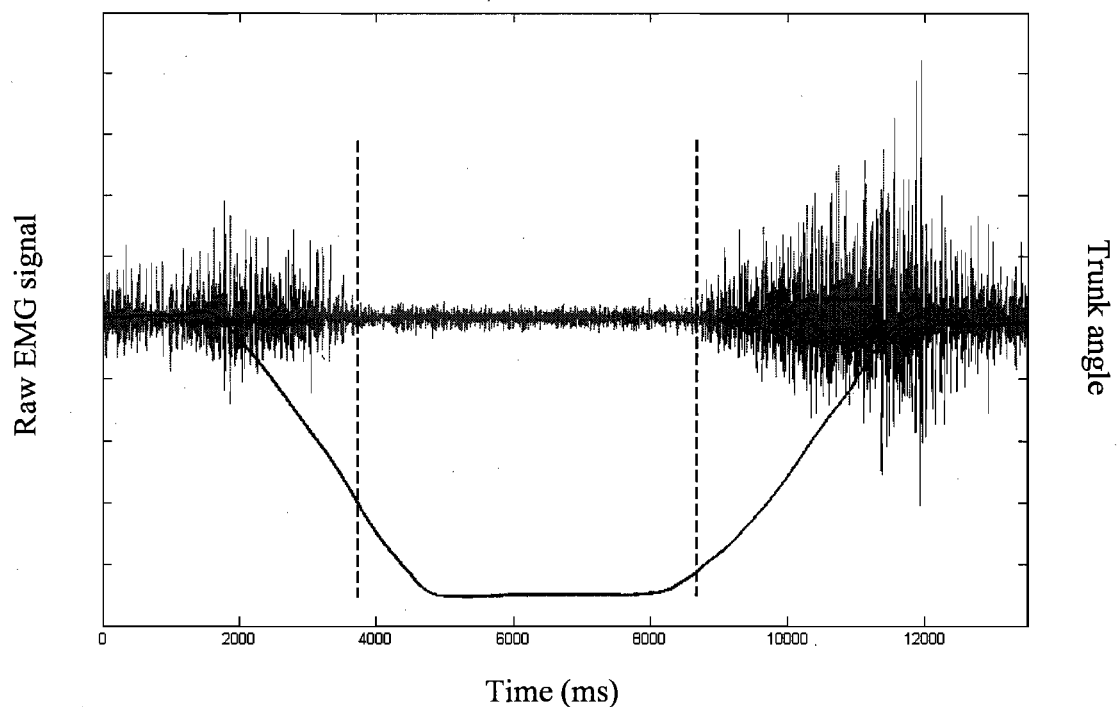


Figure 1: Scaled EMG raw signal and total trunk angle from a subject performing a FRP task.

The lumbar FRP is present in healthy individuals; its absence characterizes CLBP patients^{23,24}. A lack of neuromuscular coordination between trunk and hip movement could explain the absence of the FRP in CLBP patients^{19,23}. Continued activation of the lumbar ES muscles in LBP subjects probably consists of a protective “*splinting*” response to increase lumbar stabilization²⁵. Optimal lumbar stability is obtained by the relative contributions of passive and active stabilizing elements which can be modified by pain, angular trunk velocity²¹, and loading¹⁹. Other authors^{26,27} have demonstrated that muscular fatigue could increase the EMG silence period of the ES during a flexion-extension task.

The main objective of the present experiment was to evaluate the effects of spinal manipulation on spatiotemporal FRP parameters in CLBP individuals. CLBP patients show heightened EMG activity at rest and during full flexion, and since spinal manipulations seem to momentarily modify local muscle activation, it is hypothesized that they will temporarily reduce EMG activity (RMS) during a lumbar flexion-extension task and consequently change FRP parameters.

MATERIALS AND METHODS

Participants

Twenty-seven adults with CLBP (14 men and 13 women) participated in this study. Subject characteristics are presented in Table 1. The study participants were randomly assigned to either the experimental (n=13) or control group (n=14).

Table 1: Baseline characteristics of the experimental and control groups (mean and standard deviation)

	Experimental group (n=13)	Control group (n=14)
Age (years)	36.08 ± 12.30	43.50 ± 10.54
Weight (kg)	77.10 ± 17.41	72.35 ± 16.51
Height (m)	1.73 ± 0.12	1.68 ± 0.10
Body mass index (kg/m ²)	25.57 ± 3.65	25.33 ± 3.82
LBP duration	(n)	(n)
1: < 1 year	1	2
2: 1 to 3 years	4	2
3: 3 to 5 years	3	3
4: 5 to 10 years	2	4
5: > 10 years	3	3
Modified Oswestry (/100)	19.23 ± 10.05	15.57 ± 8.92
FABQ F1* (/42)	16.08 ± 9.78	11.86 ± 8.47
FABQ F2* (/24)	8.08 ± 4.42	7.57 ± 6.32
VAS** pre-manipulation (/100)	26.92 ± 21.82	23.29 ± 21.81
VAS** post-manipulation (/100)	24.85 ± 22.29	30.14 ± 26.92

*FABQ F1: fear-avoidance beliefs about work, and F2: fear-avoidance beliefs about physical activity.

**VAS: visual analog pain scale.

All participants gave their informed, written consent according to a protocol approved by the local Ethics Committee. The exclusion criteria were: spondylolisthesis, axial skeletal inflammation or osteoarthritis, collagenosis, osteoporosis, spinal surgery, neuromuscular disease, lower limb musculoskeletal injuries, malignant tumor, hypertension, infection or any other non-mechanical condition, radiculopathy, progressive neurological deficit, myelopathy, herniated lumbar disc, and severe pain (more than 7 on the visual analog pain scale: VAS).

Experimental protocol

The study subjects were tested during 1 session of approximately 60 min in the laboratory. Prior to the experimental task, they completed the following questionnaires: the modified Oswestry questionnaire, the Fear avoidance belief questionnaire (FABQ), and VAS (see Table 1).

The study participants were asked to perform a trunk flexion-extension task. Instructions, followed by a demonstration and practice trials, were provided prior to the experiment. From an upright standing position with arms crossed over their chest, they were instructed to bend forward as far as possible during a 5 s movement period (flexion phase). Then, they were required to hold the fully-flexed position for a 3-s period. The extension phase lasted 5 s during the subjects' return to the initial upright position. Speed and duration of all the movement phases were standardized with a metronome. Five (5) flexion-extension cycles were completed by each participant. Afterwards, the experimental group (n=13; 8 men and 5 women) received a lumbar spinal manipulation

applied to the middle lumbar segments. These participants lay on their left side on a chiropractic table. Their trunk was slightly rotated to the right with arms crossed over the chest. The left lower limb was extended while the right leg and thigh were flexed to 90° angle. The chiropractor faced the participants at approximately 45°, stabilizing the subjects' right leg between the thighs, and the trunk with his right hand. The chiropractor's fingers (left) made contact at the lateral margin of the L3 spinous process, and an impulse thrust with a lateral to medial vector produced left vertebral rotation of L3. This procedure has been described as *spinous pull* by Bergman et al.²⁸ (see Figure 2). All spinal manipulations were performed by two experienced chiropractors blinded to the study objectives and experimental conditions.

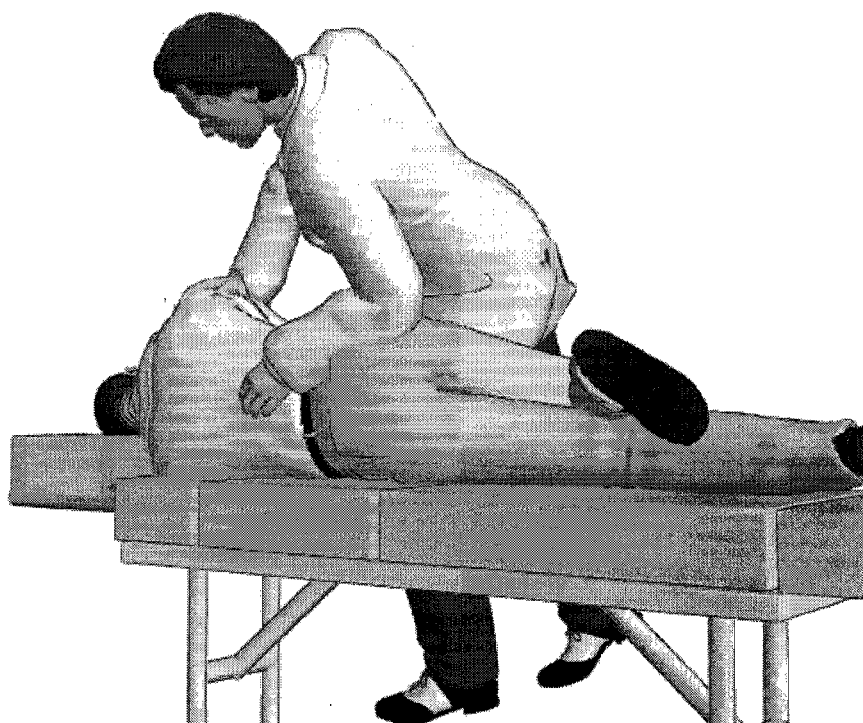


Figure 2: Side posture lumbar spinal manipulation (*spinous pull*)

Subjects from the control group ($n=14$; 6 men and 8 women) were positioned in a left-side lying posture, with the superior knee flexed and the trunk slightly rotated for 10 s, but no spinal manipulation was given.

Immediately after the spinal manipulation or control position, all subjects performed a final block of 5 trunk flexion-extension trials. The total time between the spinal manipulation (or control position) and the beginning of the second block of flexion-extension trials was between 15 and 45 s.

Instrumentation

Kinematics data were collected by a motion analysis system (Optotrak Certus, Northern Digital, Waterloo, ON, Canada). Light-emitting diodes were positioned on the right side of each participant on the following anatomical landmarks: a) lateral malleolus, b) lateral part of the knee, c) greater trochanter, d) middle of the iliac crest, e) lateral part of the 10th rib, and f) the acromion (see Figure 3). The kinematics data were recorded at 100 Hz and low-pass-filtered by a dual-pass, fourth-order Butterworth filter with a cut-off frequency at 5 Hz.

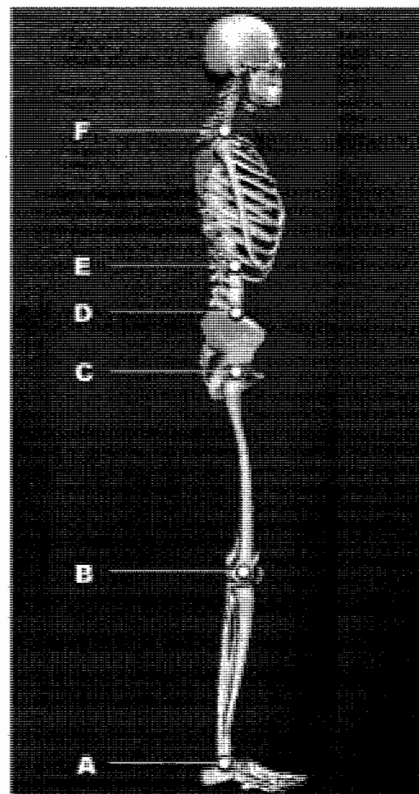


Figure 3: Light-emitting diodes positioned for kinematic analysis

Surface EMG data were collected by bipolar disposable surface Ag-AgCl electrodes applied bilaterally at the ES at L2 and L5 (see Figure 4). A ground electrode was placed over the subjects' left acromion. Electrodes were positioned in the muscle fibre direction, according to the model of Merletti et al.²⁹, and skin impedance was reduced by: 1) shaving excess body hair, if necessary, 2) gently abrading the skin with a fine-grade sandpaper (3M Red Dot Trace Prep), and wiping it with alcohol swabs. EMG activity was recorded with a Bortec biomedical (Calgary, AB, Canada) acquisition system (Model AMT-8, common mode rejection ratio of 115 dB at 60 Hz, input impedance of 10 G Ω) and sampled at 900 Hz with a 12-bit A/D converter (PCI 6024E, National Instruments, Austin, TX, USA). EMG data were digitally filtered by a 10- to 450-Hz band-pass, zero-lag, fourth-order Butterworth filter. The data were collected by LabView (National Instruments, Austin, TX, USA) and processed by MatLab (Mathworks, Natick, MA, USA).

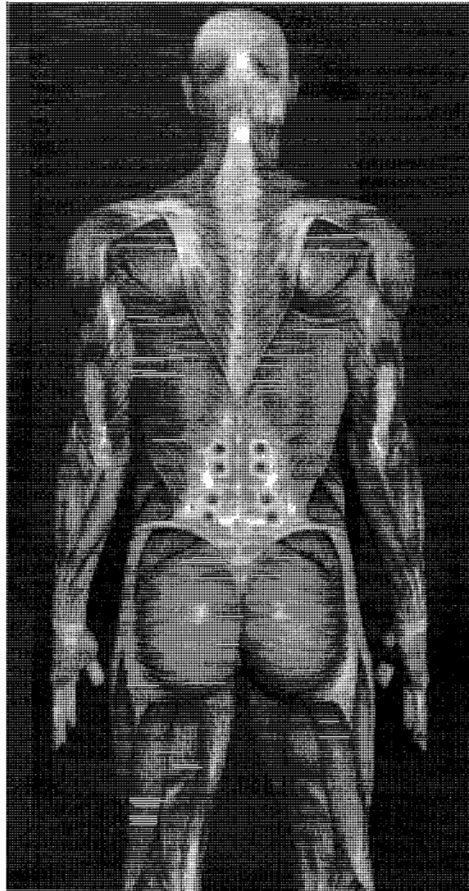


Figure 4: Surface EMG electrode positions

Data analysis

Rectified EMG signals and kinematics data were plotted to determine total trunk angle corresponding to EMG cessation during the flexion phase and total trunk angle of EMG onset during the extension phase. EMG cessation and onset were quantified by visual inspection of the rectified EMG signal. The normalized RMS value during each phase of movement was calculated. Data obtained from the left and right sides were averaged at each level (L2 and L5). Dependent variables included [1] average total trunk

flexion angle corresponding to the onset and cessation of myoelectric silence of the FRP, [2] average, normalized EMG amplitude signals (RMS) during the full flexion phase of movement and, finally, [3] the average extension-relaxation ratio (ERR), calculated by dividing RMS activity during the extension phase of movement by RMS while relaxed (full flexion phase).

Statistical analysis

T-tests for independent samples were used to evaluate mean differences in baseline characteristics between the groups. Total flexion angle corresponding to the onset and cessation of myoelectric silence, the normalized EMG value during the full flexion phase of movement and the ERR were compared across different experimental conditions by 2 x 2 (group x condition) repeated-measures ANOVA. Whenever a group x condition interaction was observed, post hoc comparisons were made by Tukey's test. For all analyses, statistical significance was set at $p < 0.05$.

RESULTS

Baseline control and experimental group characteristics, including age, weight, height, body mass index, pain scores, Oswestry scores and FABQ scores, were similar in both groups (independent sample t-test, $p > 0.05$) (see Table 1). Repeated-measures ANOVA yielded no significant group ($p > 0.05$), condition or interaction effect for the onset and cessation angles of the FRP (L2 and L5). Mean onset and cessation angles for both levels are presented in Table 2.

Table 2: Mean onset and cessation angles of the FRP at L2 and L5 for both groups

	Experimental group	Control group
L2 Mean (SE) onset angles		
Before	-81.3 (6.3)	-69.1 (6.3)
After	-84.0 (6.4)	-65.7 (6.4)
L2 Mean (SE) cessation angles		
Before	-92.5 (4.7)	-82.5 (4.5)
After	-94.6 (5.5)	-79.3 (5.2)
L5 Mean (SE) onset angles		
Before	-82.5 (4.8)	-73.8 (4.8)
After	-79.9 (6.2)	-69.6 (6.2)
L5 Mean (SE) cessation angles		
Before	-93.2 (4.8)	-83.8 (4.6)
After	-93.4 (5.6)	-81.7 (5.3)

EMG amplitudes (normalized RMS values) during the full flexion phase were compared across groups and conditions, and repeated-measures ANOVA yielded a significant group x condition interaction ($p=0.02$). The experimental group showed a significant reduction (Tukey's test; $p=0.008$) of EMG activity after lumbar spine manipulation compared to the control group. No significant ($p>0.05$) group, condition or interaction effect was seen at the L5 level. Figure 5 illustrates the normalized RMS mean values at L2 (a) and L5 (b) for both groups.

Finally, a statistically significant group x condition interaction ($p=0.008$) was also noted for the ERR. Indeed, the group that received lumbar spine manipulation presented a significantly increased (Tukey's HSD test; $p=0.007$) post-manipulation ERR, whereas the control group ratio did not vary after the "side-lying control position". Figure 6 illustrates the mean ERR at L2 (a) and L5 (b) for both groups.

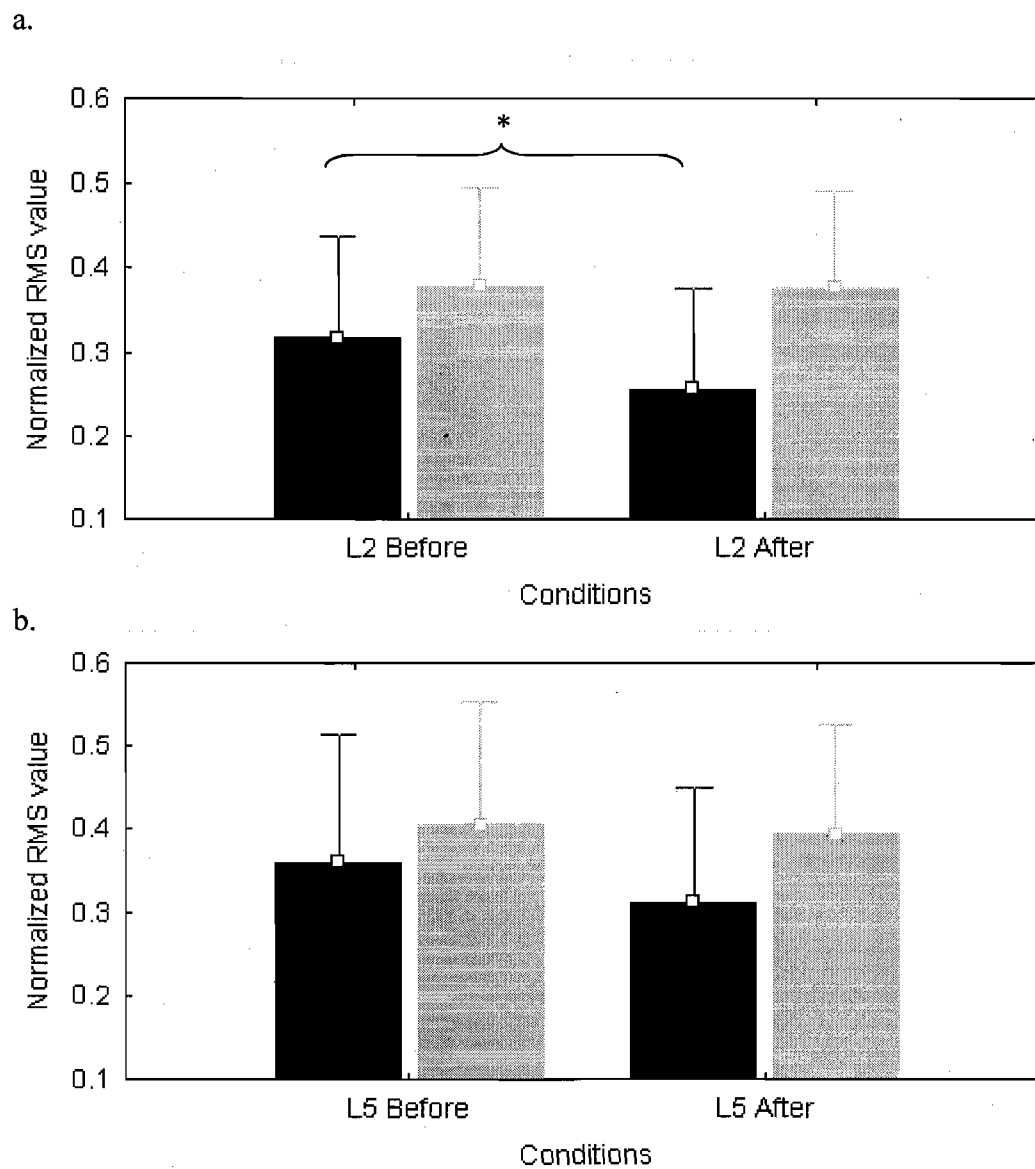


Figure 5: Normalized RMS mean values at L2 (a) and L5 (b) for both groups. RMS values before and after lumbar spine manipulation for the experimental group (black) and after the side-lying position for the control group (grey).

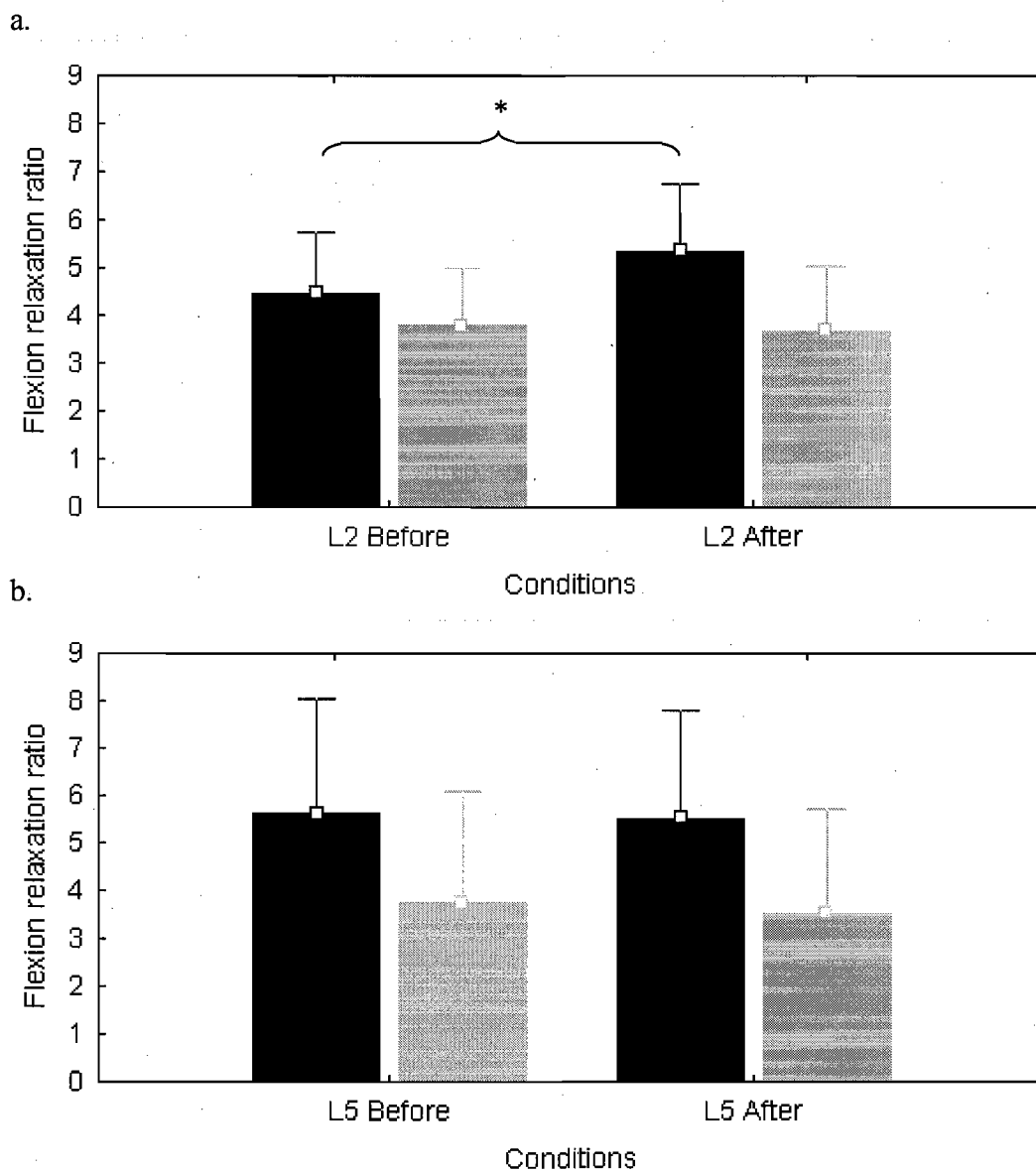


Figure 6: Mean ERR at L2 (a) and L5 (b) for both groups. The ERR before and after lumbar spine manipulation of the experimental group (black) and after the side-lying position of the control group (grey).

DISCUSSION

The purpose of the present study was to determine the effects of spinal manipulation on spatiotemporal FRP parameters in patients with CLBP. DeVocht et al.¹⁵ investigated the effects of spinal manipulation (diversified and activator) on resting EMG levels in 16 chiropractic patients. EMG activity was recorded at the 2 tightest muscle bundles in the paraspinal musculature evaluated by palpation. Continuous recording (5 to 10 min) showed a 25% decrease in resting EMG activity in 24 out of 31 monitored sites after treatment.

Data from the current study support the preliminary findings of DeVocht et al.¹⁵ and indicate a reduction of EMG activity during maximal trunk flexion (relaxation phase of the FRP) at the L2 ES level immediately after spinal manipulation at L3. These results are also consistent with the observations of Lehman and McGill³⁰ who examined the effects of spinal manipulation on lumbar range of motion as well as surface EMG activity (ES at T9 and L3 bilaterally) in nonspecific LBP subjects. They reported a decrease in EMG activity on 9 out of 55 muscles in 5 out of 14 subjects in full trunk flexion (FRP) after lumbar spine manipulation. Although the authors looked at the flexion-relaxation response, the main objective of their research was to determine the influence of spinal manipulation on trunk kinematics and associated myoelectric activity.

A theoretical model has been developed by Pickar¹⁶ to describe the relationship between pain, spinal manipulation, segmental biomechanics and the nervous system. According to this model, tissue overload can originate from segmental biomechanical

alterations and will result in modifications of the signalling properties of paraspinal mechanoreceptors, changes in central processing and, ultimately, in efferent somatomotor activity such as EMG activity. Spinal manipulation, theoretically, modulates the inflow of sensory signals from paraspinal structures in a manner that improves physiological functions (effect on EMG paraspinal activity).

Indahl et al.³¹ suggested that the clinical action of lumbar spine manipulation could result from the inhibitory effect of capsular distension on paraspinal muscle activity. They studied paraspinal muscle motor unit responses to electrical stimulation of the L3-L4 intervertebral disc before and after the introduction of physiological saline solution into porcine lumbar zygapophysial joints. Their data revealed an immediate and constant reduction in motor unit action potential amplitude, within 30 s of physiological saline injection. A gradual decline over a 30-min period, or a delayed reaction, during which the decrease occurred 5 min after injection, was also observed in some animals. However, this model has not been validated in human subjects, but such mechanisms could very well explain our findings.

Interestingly, changes in surface EMG amplitude (RMS) following lumbar spine manipulation only occurred at the L2 level, perhaps representing a local response to a mechanical stimulus of zygapophysial joint. Indeed, Holm³² presented data showing that the stimulation of the zygapophysial joint capsule induced reactions pre-dominantly on the same side and segmental level as the stimulation. Holm³², also showed, in a feline model, that mechanical stimulation of the posterior ligaments yielded a strong EMG activity at L4–L5 (point of stimulation) with simultaneous activity in the three levels

above (L1–L2, L2–L3, and L3–L4) and one level below (L5–L6). Conclusions regarding segmental responses to lumbar spine manipulation are limited since *in vivo* measurements of segmental capsule and ligament stretch and sites of cavitations were not included in the experimental paradigm.

In the present study, spinal manipulation modified ES activity during full trunk flexion, but kinematics parameters of the FRP, such as onset and cessation angle, did not show statistically significant differences across groups or conditions. In healthy individuals, lumbar-pelvic rhythm has considerable inter-subject variability^{33, 34}. Moreover, discrimination between normal and LBP subjects, based on examination of lumbar-pelvic rhythm, has not proven to be reliable³⁵. This could explain the absence of change in our kinematic variables. Further experiments with additional kinematic markers on the lumbar and pelvic regions could yield interesting information on the effects of spinal manipulation in lumbar-pelvic rhythm and segmental kinematics.

A few other studies examined the impact of a therapeutic intervention on the FRP in LBP subjects. Neblett et al.³⁶ assessed the influence of a 7-week rehabilitation program on FRP parameters. The program consisted of supervised, progressive exercises combined with education and counseling sessions about pain and stress management. Moreover, patients were trained, by sEMG biofeedback, to relax their back during a trunk flexion task. At the beginning of the experiment, 30% of subjects presented a normal FRP, whereas 94% of them reached a normal response after treatment. Ritvanen et al.³⁷ also explored the effects of spinal mobilization/manipulation on the lumbar FRP, compared to those of physiotherapy. LBP subjects were tested before and a month after

a 2-week intervention (5 treatments). The results were not conclusive; both groups showed a reduction of the FRR caused by an increase in EMG activity during full flexion. The authors explained these findings by the fact that they only retested subjects a month after the end of the intervention when the possible positive impact of treatment may have already decreased. Finally, a study involving a 12-week Swiss ball exercise program was conducted by Marshall and Murphy³⁸. The data revealed progressive improvements in the ES FRR during the first 8 weeks of the program. At that point, the patients had reached maximal improvement, and no further significant changes were noted at the 12-week evaluation. Moreover, 3 months after the program ended, a deterioration of the FRP, consisting of a decreased FRR, was reported. Based on the findings of these studies, one could conclude that absence of the FRP in CLBP represents functional and seemingly persistent adaptation to chronic pain.

Limitations

According to Hawk et al.³⁹, the lack of a definitive, single, active agent in chiropractic care procedures, the impossibility of totally blinding clinicians administering treatments and the difficulty in blinding patients represent a real challenge in the design and performance of placebo-controlled spinal manipulation studies. Such challenges are also present in laboratory experiments. The elaboration of a credible placebo would be important in the perspective of exploring FRP parameters together with subjective parameters such as pain and perceived disabilities.

An investigation of lumbar muscle activity and the FRP in healthy subjects by intramuscular EMG⁴⁰ showed activation of the quadratus lumborum and deep lateral

lumbar ES during peak lumbar flexion, contrasting with the usual myoelectric silence that is common in superficial ES muscles.

Since our study deployed sEMG instrumentation, deep muscle contribution to the flexion-relaxation response as well as the effect of spinal manipulation on these muscles could not be assessed. Considering that deep muscles are believed to play an important role in lumbar spine stabilization^{41,42}, future research should focus on the influence of spinal manipulation on deep lumbar muscle-stabilizing mechanisms, employing intramuscular recording protocols.

Due to technical considerations, the amount of force generated during spinal manipulation was not measured, and systematic recordings of thrust force or controlled force intervention should be undertaken in future experiments.

CONCLUSION

Basic science research is essential for the chiropractic profession. Over the past decades, fundamental research in biomechanics and neurophysiology has shed some light on the possible biological processes underlying the clinical effects of manual therapies and, more specifically, spinal manipulation. The present study shows that lumbar spine manipulation can, at least for a brief period of time, modulate stabilizing neuromuscular responses of the lumbar spine in a group of LBP patients. Further investigations are needed to assess the long-term impact of lumbar spine manipulation on neuromuscular responses and to evaluate the correlation between neuromuscular

changes observed after lumbar spine manipulation and alterations in pain disability scores after repeated treatments.

REFERENCES

1. Ekman M, Jonhagen S, Hunsche E, Jonsson L. Burden of illness of chronic low back pain in Sweden: a cross-sectional, retrospective study in primary care setting. *Spine* 2005;30(15):1777-85.
2. Krismer M, van Tulder M; The Low Back Pain Group of the Bone and Joint Health Strategies for Europe Project. Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. Low back pain (non-specific). *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2007;21(1):77-91.
3. Adams MA. Biomechanics of back pain. *Acupunct Med* 2004;22(4):178-88.
4. Maetzel A, Li L. The economic burden of low back pain: a review of studies published between 1996 and 2001. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2002;16(1):23-30.
5. O'Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther* 2005;10(4):242-55.
6. Leboeuf-Yde C. Body weight and low back pain. A systematic literature review of 56 journal articles reporting on 65 epidemiologic studies. *Spine* 2000;25(2):226-37.
7. Leboeuf-Yde C. Smoking and low back pain. A systematic literature review of 41 journal articles reporting 47 epidemiologic studies. *Spine* 1999;24(14):1463-70.

8. Stevenson JM, Weber CL, Smith JT, Dumas GA, Albert WJ. A longitudinal study of the development of low back pain in an industrial population. *Spine* 2001;26(12):1370-7.
9. Leino PI. Does leisure time physical activity prevent low back disorders? A prospective study of metal industry employees. *Spine* 1993;18(7):863-71.
10. Balague F, Troussier B, Salminen JJ. Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors. *Eur Spine J* 1999;8(6):429-38.
11. Auvinen J, Tammelin T, Taimela S, Zitting P, Karppinen J. Associations of physical activity and inactivity with low back pain in adolescents. *Scand J Med Sci Sports* 2007;18(2):188-94.
12. Trafimow JH, Schipplein OD, Novak GJ, Andersson GB. The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting. *Spine* 1993;18(3):364-7.
13. Coulter ID, Shekelle PG. Chiropractic in North America: a descriptive analysis. *J Manipulative Physiol Ther* 2005;28(2):83-9.
14. Ianuzzi A, Khalsa PS. Comparison of human lumbar facet joint capsule strains during simulated high-velocity, low-amplitude spinal manipulation versus physiological motions. *Spine J* 2005;5(3):277-90.
15. DeVocht JW, Pickar JG, Wilder DG. Spinal manipulation alters electromyographic activity of paraspinal muscles: a descriptive study. *J Manipulative Physiol Ther* 2005;28(7):465-71.
16. Pickar JG. Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J* 2002;2(5):357-71.

17. Cramer G, Budgell B, Henderson C, Khalsa P, Pickar J. Basic science research related to chiropractic spinal adjusting: the state of the art and recommendations revisited. *J Manipulative Physiol Ther* 2006;29(9):726-61.
18. Krekoulakis G, Petty NJ, Cheek L. Comparison of surface electromyographic activity of erector spinae before and after the application of central posteroanterior mobilisation on the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2007 Sep 19 (article in press).
19. Gupta A. Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae. *J Biomech* 2001; 34(4):491-6.
20. Floyd WF, Silver PHS. Function of the erector spinae in flexion of the trunk. *Lancet* 1951;1:133-4.
21. Sarti MA, Lison JF, Monfort M, Fuster MA. Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine* 2001;26(18):E421-6.
22. Geisser ME, Haig AJ, Wallbom AS, Wiggert EA. Pain-related fear, lumbar flexion, and dynamic EMG among persons with chronic musculoskeletal low back pain. *Clin J Pain* 2004;20(2):61-9.
23. Colloca CJ, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manipulative Physiol Ther* 2005;28(8):623-31.
24. Triano JJ, Schultz AB. Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine* 1987;12(6):561-5.

25. Sihvonen T. Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar-pelvic rhythm. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78(5):486-90.
26. Olson MW, Li L, Solomonow M. Flexion-relaxation response to cyclic lumbar flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19(8):769-76.
27. Descarreaux M, Lafond D, Jeffrey-Gauthier R, Centomo H, Cantin V. Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:10.
28. Bergmann TF, Peterson DH, Lawrence DJ. *Chiropractic Technique* (pp. 458-460). Philadelphia, PA: Churchill Livingstone, 1993,.
29. Merletti R, Lo Conte L, Avignone E, Guglielminotti P. Modeling of surface myoelectric signals -- Part I: Model implementation. *IEEE Trans Biomed Eng* 1999;46(7):810-20.
30. Lehman GJ, McGill SM. Spinal manipulation causes variable spine kinematic and trunk muscle electromyographic responses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001;16(4):293-9.
31. Indahl A, Kaigle AM, Reikeräs O, Holm SH. Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. *Spine* 1997;22(24):2834-40.
32. Holm S, Indahl A, Solomonow M. Sensorimotor control of the spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2002;12(3):219-34.
33. Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine* 1995;20(2):199-204.

34. Pal P, Milosavljevic S, Sole G, Johnson G. Hip and lumbar continuous motion characteristics during flexion and return in young healthy males. *Eur Spine J* 2007;16(6):741-7.
35. Larivière C, Gagnon D, Loisel P. The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2000;15(6):407-16.
36. Neblett R, Mayer TG, Gatchel RJ, Keeley J, Proctor T, Anagnostis C. Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: theory, normative data, and clinical applications. *Spine* 2003;28(13):1435-46.
37. Ritvanen T, Zaproudina N, Nissen M, Leinonen V, Hanninen O. Dynamic surface electromyographic responses in chronic low back pain treated by traditional bone setting and conventional physical therapy. *J Manipulative Physiol Ther* 2007;30(1):31-7.
38. Marshall PW, Murphy BA. Evaluation of functional and neuromuscular changes after exercise rehabilitation for low back pain using a Swiss ball: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther* 2006;29(7):550-60.
39. Hawk C, Long CR, Reiter R, Davis CS, Cambron JA, Evans R. Issues in planning a placebo-controlled trial of manual methods: results of a pilot study. *J Altern Complement Med* 2002;8(1):21-32.
40. Andersson EA, Oddsson LI, Grundstrom H, Nilsson J, Thorstensson A. EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-

relaxation and other motor tasks. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1996;11(7):392-400.

41. McGill S, Juker D, Kropf P. Quantitative intramuscular myoelectric activity of quadratus lumborum during a wide variety of tasks. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1996;11(3):170-2.
42. Hodges PW: Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. Exp Brain Res 2001; 141(2):261-6.

CHAPITRE III

Conclusion

L'objectif principal de ce projet était de déterminer l'effet de la manipulation vertébrale sur les paramètres spatio-temporels du phénomène de flexion-relaxation lombaire chez un groupe de sujets ayant des douleurs lombaires chroniques. Puisque l'activité EMG de repos des érecteurs du rachis lombaire est augmentée chez les sujets ayant des lombalgies chroniques et puisque la manipulation vertébrale semble modifier momentanément le niveau d'activation de la musculature locale, nous avons émis l'hypothèse qu'une manipulation vertébrale lombaire entraînerait une diminution temporaire de l'activité EMG (amplitude du signal EMG normalisé; RMS) des érecteurs du rachis lombaire lors d'une tâche de flexion-extension du tronc. La flexion-extension du tronc produit une réponse neuromusculaire stabilisatrice typique qui est reproductible dans le temps chez un sujet. Cette réponse stéréotypée, communément appelée le phénomène de flexion- relaxation lombaire nous permet donc de quantifier les effets de la manipulation vertébrale tout en limitant les facteurs confondants.

Les résultats de notre étude montrent une diminution de l'activité EMG lors de la flexion complète du tronc (phase de relaxation) au niveau des muscles érecteurs du rachis à L2 chez les sujets ayant reçu une manipulation vertébrale. Ces résultats sont concordants avec ceux obtenus par Lehman et McGill (2001) dans le cadre de leur étude sur l'influence de la manipulation vertébrale sur les amplitudes de mouvement de la région lombaire et l'activité électromyographique des muscles du tronc (érecteurs à T9 et L3 bilatéralement) chez des sujets ayant une lombalgie non spécifique. En effet,

Lehman et McGill ont montré qu'une réduction moyenne de 39% de l'activité EMG de certains muscles érecteurs (9 sur 55 à l'étude) lors de la flexion du tronc (phénomène de flexion-relaxation) se produisait après une manipulation vertébrale lombaire en rotation. Cependant, ces auteurs n'ont obtenu ce changement que chez 5 des 14 sujets ayant une lombalgie. Il est difficile de faire une comparaison plus exhaustive entre notre étude et celle de Lehman et McGill en raison du manque d'informations quant au statut clinique de leurs sujets et aux segments vertébraux manipulés. De plus, leur étude ne comprenait pas de groupe contrôle. Enfin, leurs valeurs myoélectriques des érecteurs du rachis ont été normalisées avec des données recueillies lors d'exercices sous-maximaux effectués en extension du tronc alors que nous avons utilisé le ratio extension relaxation (ERR) pour comparer les réponses des sujets.

Limites

Cinématique

Au niveau expérimental, nous avons identifié quelques contraintes dont on doit tenir compte lors de l'interprétation des données. Premièrement, bien que les marqueurs infrarouges utilisés pour l'analyse cinématique aient été placés sur des points de repère anatomiques préalablement déterminés (a- malléole latérale, b- portion latérale du genou, c- grand trochanter, d- milieu de la crête iliaque, e- 10^e côte, et f- acromion droits) et identiques chez tous les sujets, la précision quant au placement de ces marqueurs constitue une erreur potentielle pouvant influencer la valeur des angles de flexion du tronc. Toutefois, le placement de ces marqueurs, chez tous les sujets, a été

effectué par le même expérimentateur, lequel était familier avec l'anatomie de surface afin de minimiser l'impact de ce facteur.

Deuxièmement, les marqueurs étaient tous installés (collés) directement sur la peau afin de limiter au maximum le déplacement des diodes lors de la tâche de flexion-extension. Cependant, la translation potentielle des marqueurs induits par le mouvement inhérent de la peau n'a pu être totalement éliminée. On suppose que cette erreur due au mouvement de la peau est constante chez un sujet et que la manipulation n'affecte pas ce mouvement. Ainsi, nous supposons que la pose des marqueurs et les mouvements de la peau en cours d'expérimentation n'influencent pas de façon significative les résultats et l'analyse statistique.

Enfin, la perte de signal associé à une diode s'est occasionnellement produite au cours de l'expérimentation. À quelques reprises, un ou plusieurs marqueurs se sont décollés, étaient masqués par une pièce de vêtement ou encore se retrouvaient hors du champ de captation du système d'analyse du mouvement. Aussitôt que la disparition d'un marqueur était notée par l'expérimentateur, la situation était corrigée et l'essai était repris en totalité.

Électromyographie

L'utilisation de l'électromyographie de surface ne permet que l'enregistrement de l'activité électrique des muscles lombaires superficiels. Elle ne permet pas de discriminer avec précision la contribution des différents muscles en action. Contrairement à l'électromyographie de surface, l'électromyographie intramusculaire permet d'évaluer l'activité musculaire isolée d'un seul muscle en plus de permettre

l'enregistrement de l'activité électrique des muscles profonds. Dans une étude portant sur l'évaluation de l'activité musculaire et le phénomène de flexion relaxation (FRP) chez des sujets sains, Andersson et al. (1996) ont montré, grâce à l'EMG intramusculaire, une activation des muscles carré des lombes et érecteurs du rachis latéraux profonds en position de flexion complète. Cette activité EMG soutenue est en opposition avec le silence myoélectrique (FRP) habituellement observé dans les muscles érecteurs du rachis superficiels dans la même phase du mouvement. En raison de l'utilisation de l'EMG de surface, l'étude actuelle ne permet pas d'évaluer la contribution des muscles profonds lors du FRP ni d'étudier les effets de la manipulation vertébrale sur ces muscles. Puisque les muscles profonds sont considérés comme d'importants stabilisateurs de la région lombaire, on ne peut pour l'instant affirmer qu'une manipulation vertébrale de la région lombaire peut moduler l'ensemble de la réponse stabilisatrice lors d'une flexion complète du tronc.

Le *crosstalk* fait référence à un signal provenant d'un muscle adjacent ou sous-jacent. Ce signal se superpose au signal du muscle étudié lors d'un enregistrement par EMG de surface (Farina, Merletti et Enoka, 2004). Dans cette étude, les muscles carré des lombes et érecteurs du rachis profonds peuvent engendrer du *crosstalk*. Les effets du *crosstalk* peuvent être minimisés par certaines procédures appropriées. Notamment, l'utilisation de petites électrodes ayant une distance inter électrodes réduite (Kamen et Caldwell, 1996). De plus, l'utilisation d'électrodes intramusculaires aurait permis d'éviter le *crosstalk*.

Pour des raisons techniques et pour éviter tout décollement ou déplacement des électrodes de surface, ces dernières ont été installées bilatéralement aux niveaux de L2 et de L5 tandis que la manipulation vertébrale était effectuée en prenant contact sur le processus épineux de la troisième vertèbre lombaire. Aucun enregistrement n'a donc été effectué spécifiquement au niveau de la manipulation vertébrale. Holm, Indahl et Solomonow (2002) ont montré qu'une stimulation à l'anneau fibreux d'un disque induit une réponse aux muscles multifides sur plusieurs niveaux ainsi que du côté opposé à la stimulation. Cependant, une stimulation de la capsule articulaire zygapophysaire engendre une activation plus marquée des muscles situés du même côté et au même segment que la stimulation. Ianuzzi et Khalsa (2005) suggèrent, néanmoins, qu'un traitement efficace, par manipulation vertébrale, chez des patients ayant une lombalgie ne nécessite pas une spécificité segmentaire, car l'étirement de la capsule articulaire au segment manipulé ne diffère pas significativement de celui qui est engendré par une manipulation aux segments distaux ou proximaux.

Thérapie manuelle, groupe contrôle et placebo

Les essais cliniques randomisés avec traitement placebo (placebo-controlled randomized clinical trial) constituent la quintessence de la recherche clinique.

En chiropratique, comme dans les autres approches par thérapies manuelles (physiothérapie, ostéopathie, massothérapie, etc.), l'approche conventionnelle des essais cliniques randomisés avec traitement placebo est difficilement applicable.

Les connaissances actuelles ne permettent pas de déterminer avec précision le ou les principe(s) actif(s) de la manipulation vertébrale. Comme tout traitement a un effet

placebo potentiel, ceci entraîne une difficulté quant au choix du traitement placebo approprié. De plus, les placebos actuellement choisis dans les études sont susceptibles de générer des réponses physiologiques ou des bénéfices thérapeutiques chez le patient. C'est le cas de la position contrôle choisie pour cette étude que le positionnement des participants en décubitus latéral avec légère rotation du tronc pourrait être considéré comme une mobilisation légère de la région thoracolombaire.

La crédibilité du traitement placebo peut être en partie responsable de la difficulté à leurrer un patient. Des connaissances sur les techniques et les équipements utilisés lors des traitements chiropratiques pourraient biaiser les résultats lors des expérimentations intégrant un traitement placebo. Une ou des consultations antérieures en chiropratique pourraient donc nuire à la crédibilité du placebo. Les attentes du patient quant à sa perception sensorielle lors des traitements (position du patient, contact du clinicien, cavitation, etc.) et aux effets thérapeutiques escomptés peuvent également influencer les réponses au placebo. Une réflexion sur l'inclusion de sujets patients, étudiants ou professionnels chiropratiques dans les études sur le sujet est à développer. En ce qui concerne notre étude, aucun scénario visant à simuler une manipulation vertébrale n'a été mis en place ce qui fait que les participants du groupe contrôle étaient parfaitement au courant qu'ils ne recevaient pas de manipulation vertébrale.

Dans l'étude actuelle, un groupe expérimental et un groupe contrôle ont été utilisés. Il aurait aussi été intéressant d'intégrer un groupe placebo à la présente étude. Tel que mentionné précédemment, puisque la mise en oeuvre d'un placebo approprié est très complexe, voire impossible, et puisque le phénomène étudié (FRP) est une mesure

physiologique difficilement modulable par le participant, aucun groupe placebo n'a été ajouté. Dans l'éventualité d'une recherche étudiant des paramètres subjectifs comme la douleur, l'intégration d'un groupe placebo serait fort souhaitable.

Études futures

Suite à cette étude sur les effets immédiats de la manipulation vertébrale chez des sujets ayant une lombalgie chronique, plusieurs projets sont à envisager.

Le muscle grand fessier est un puissant extenseur de la hanche agissant en synergie avec la musculature lombaire via le fascia thoracolombaire ainsi qu'avec le biceps fémoral via le ligament sacrotubéreux. Ces interactions assurent le transfert de force de la région lombaire vers les membres inférieurs. De plus, ces structures ont un rôle important de stabilisation de la région lombaire durant les mouvements de flexion et d'extension du tronc (Leinonen, Kankaanpää, Airaksinen et Hänninen, 2000). Van Wingerden et al. (2004) ont d'ailleurs montré que le biceps fémoral et le grand fessier augmentent la stabilisation de l'articulation sacro-iliaque par l'entremise de leur attachement sur le ligament sacrotubéreux. À l'instar des muscles érecteurs du rachis lombaire, lors d'une tâche en flexion-extension du tronc, les muscles grand fessier et biceps fémoral présentent également un phénomène de flexion-relaxation (Leinonen et al., 2000). Il serait intéressant d'étudier les effets de la manipulation sacro-iliaque sur ces muscles et leur phénomène de flexion-relaxation lors d'une tâche en flexion-extension du tronc similaire à celle utilisée dans le cadre de la présente étude.

Puisque nous avons observé une diminution de l'activité EMG lors de la phase de relaxation des muscles érecteurs du rachis chez les sujets ayant reçu une manipulation

vertébrale, il serait intéressant d'évaluer la durée de cette modification. De plus, une seule manipulation a été prodiguée aux sujets. Considérant que les patients présentant une lombalgie chronique reçoivent généralement plus d'un traitement, une étude portant sur les effets de la manipulation vertébrale répétée serait une avenue pertinente à explorer. En effet, un protocole reflétant l'approche clinique typique (de nombre de traitements et de fréquence de ceux-ci) permettrait, éventuellement, d'évaluer les effets à moyen terme de la manipulation tout en permettant de tracer des parallèles entre les changements cliniques observés et les changements neurophysiologiques.

Un des objectifs à moyen terme du programme de recherche sur les effets de la manipulation vertébrale et les réponses neuromusculaires du tronc est de développer des applications cliniques potentielles permettant ainsi d'intégrer des mesures objectives dans l'évaluation et le suivi des patients ayant des douleurs rachidiennes aiguës ou chroniques. Ainsi, à moyen terme de nouvelles stratégies d'intervention dans le domaine des traitements chiropratiques, des thérapies manuelles et de la réadaptation physique pourraient être alors élaborées. Ultimement, de telles mesures objectives permettront d'optimiser la catégorisation des différents syndromes douloureux et mèneront, par conséquent, à une meilleure évaluation et un meilleur suivi clinique des patients.

RÉFÉRENCES

- Adams MA. Biomechanics of back pain. *Acupunct Med*. 2004 Dec;22(4):178-88.
- Allison GT, Henry SM. Trunk muscle fatigue during a back extension task in standing. *Man Ther*. 2001 Nov;6(4):221-8.
- Andersson EA, Oddsson LI, Grundstrom H, Nilsson J, Thorstensson A. EMG activities of the quadratus lumborum and erector spinae muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 1996 Oct;11(7):392-400.
- Auvinen J, Tammelin T, Taimela S, Zitting P, Karppinen J. Associations of physical activity and inactivity with low back pain in adolescents. *Scand J Med Sci Sports*. 2007 May 9
- Balague F, Troussier B, Salminen JJ. Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors. *Eur Spine J*. 1999;8(6):429-38.
- Bergmann TF, Peterson DH, Lawrence DJ (1993). *Chiropractic Technique* (pp. 458-460). Philadelphia, PA: Churchill Livingstone.
- Bolton PS, Budgell BS. Spinal manipulation and spinal mobilization influence different axial sensory beds. *Med Hypotheses*. 2006;66(2):258-62.
- Calmels P, Bethoux F, Condemine A, Fayolle-Minon I. Low back pain disability assessment tools. *Ann Readapt Med Phys*. 2005 Jul;48(6):288-97.
- Chaory K, Fayad F, Rannou F, Lefevre-Colau MM, Fermanian J, Revel M, Poiraudau S. Validation of the French version of the fear avoidance belief questionnaire. *Spine*. 2004 Apr 15;29(8):908-13.

- Colloca CJ, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005 Oct;28(8):623-31.
- Coulter ID, Shekelle PG. Chiropractic in North America: a descriptive analysis. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005 Feb;28(2):83-9.
- Cramer G, Budgell B, Henderson C, Khalsa P, Pickar J. Basic science research related to chiropractic spinal adjusting: the state of the art and recommendations revisited. *J Manipulative Physiol Ther.* 2006 Nov-Dec;29(9):726-61.
- Descarreaux M, Lafond D, Jeffrey-Gauthier R, Centomo H, Cantin V. Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008 Jan 24;9:10.
- DeVocht JW, Pickar JG, Wilder DG. Spinal manipulation alters electromyographic activity of paraspinal muscles: a descriptive study. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005 Sep;28(7):465-71.
- Ekman M, Jonhagen S, Hunsche E, Jonsson L. Burden of illness of chronic low back pain in Sweden: a cross-sectional, retrospective study in primary care setting. *Spine.* 2005 Aug 1;30(15):1777-85.
- Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol.* 2004 Apr;96(4):1486-95.
- Floyd WF, Silver PHS. Function of the erector spinae in flexion of the trunk. *Lancet* 1951;1:133-4

- Fryer G, Morris T, Gibbons P. Paraspinal muscles and intervertebral dysfunction: part one. *J Manipulative Physiol Ther*. 2004 May;27(4):267-74. [a]
- Fryer G, Morris T, Gibbons P. Paraspinal muscles and intervertebral dysfunction: part two. *J Manipulative Physiol Ther*. 2004 Jun;27(5):348-57. [b]
- Geisser ME, Haig AJ, Wallbom AS, Wiggert EA: Pain-related fear, lumbar flexion, and dynamic EMG among persons with chronic musculoskeletal low back pain. *Clin J Pain* 2004, 20(2):61-69.
- Gupta A: Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae. *J Biomech* 2001, 34(4):491-496.
- Hawk C, Long CR, Reiter R, Davis CS, Cambron JA, Evans R. Issues in planning a placebo-controlled trial of manual methods: results of a pilot study. *J Altern Complement Med*. 2002 Feb;8(1):21-32.
- Herzog W. Mechanical and Physiological Responses to Spinal Manipulative Treatments. *Journal of the Neuromusculoskeletal System* 3:1-9, 1995.
- Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine*. 1996 Dec 1;21(23):2763-9.
- Hodges PW: Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res* 2001, 141(2):261-266.
- Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999 Sep;80(9):1005-12.

- Holm S, Indahl A, Solomonow M. Sensorimotor control of the spine. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002 Jun;12(3):219-34.
- Ianuzzi A, Khalsa PS. Comparison of human lumbar facet joint capsule strains during simulated high-velocity, low-amplitude spinal manipulation versus physiological motions. *Spine J.* 2005 May-Jun;5(3):277-90.
- Kamen G, Caldwell GE. Physiology and interpretation of the electromyogram. *J Clin Neurophysiol.* 1996 Sep;13(5):366-84.
- Keller TS, Colloca CJ. Mechanical force spinal manipulation increases trunk muscle strength assessed by electromyography: a comparative clinical trial. *J Manipulative Physiol Ther.* 2000 Nov-Dec;23(9):585-95.
- Kjaer P, Bendix T, Sorensen JS, Korsholm L, Leboeuf-Yde C. Are MRI-defined fat infiltrations in the multifidus muscles associated with low back pain? *BMC Med.* 2007 Jan 25;5:2.
- Krekoukias G, Petty NJ, Cheek Liz. Comparison of surface electromyographic activity of erector spinae before and after the application of central posteroanterior mobilisation on the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2007 Sep 19 (article in press).
- Krismer M, van Tulder M; The Low Back Pain Group of the Bone and Joint Health Strategies for Europe Project. Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. Low back pain (non-specific). *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2007 Feb;21(1):77-91.

- Indahl A, Kaigle AM, Reikeräs O, Holm SH. Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. *Spine*. 1997 Dec 15;22(24):2834-40.
- Larivière C, Gagnon D, Loisel P. The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2000 Jul;15(6):407-16.
- Leboeuf-Yde C. Body weight and low back pain. A systematic literature review of 56 journal articles reporting on 65 epidemiologic studies. *Spine*. 2000 Jan 15;25(2):226-37.
- Leboeuf-Yde C. Smoking and low back pain. A systematic literature review of 41 journal articles reporting 47 epidemiologic studies. *Spine*. 1999 Jul 15;24(14):1463-70.
- Lehman GJ, McGill SM. Spinal manipulation causes variable spine kinematic and trunk muscle electromyographic responses. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2001 May;16(4):293-9.
- Leino PI. Does leisure time physical activity prevent low back disorders? A prospective study of metal industry employees. *Spine*. 1993 Jun 1;18(7):863-71.
- Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, Hänninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000 Jan;81(1):32-7.
- Maetzel A, Li L. The economic burden of low back pain: a review of studies published between 1996 and 2001. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2002 Jan;16(1):23-30.

- Marshall PW, Murphy BA. Evaluation of functional and neuromuscular changes after exercise rehabilitation for low back pain using a Swiss ball: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther*. 2006 Sep;29(7):550-60.
- McGill S, Juker D, Kropf P: Quantitative intramuscular myoelectric activity of quadratus lumborum during a wide variety of tasks. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 1996, 11(3):170-172.
- McGill SM, Kippers V. Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine*. 1994 Oct 1;19(19):2190-6.
- Merletti R, Lo Conte L, Avignone E, Guglielminotti P. Modeling of surface myoelectric signals--Part I: Model implementation. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1999;46(7):810-20.
- Neblett R, Mayer TG, Gatchel RJ, Keeley J, Proctor T, Anagnostis C. Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: theory, normative data, and clinical applications. *Spine*. 2003 Jul 1;28(13):1435-46.
- Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine*. 1995 Jan 15;20(2):199-204.
- Olson MW, Li L, Solomonow M: Flexion-relaxation response to cyclic lumbar flexion. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 2004, 19(8):769-776
- Ostelo RW, de Vet HC. Clinically important outcomes in low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2005 Aug;19(4):593-607.
- O'Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther*. 2005 Nov;10(4):242-55.

- Pal P, Milosavljevic S, Sole G, Johnson G. Hip and lumbar continuous motion characteristics during flexion and return in young healthy males. *Eur Spine J*. 2007 Jun;16(6):741-7.
- Panjabi MM: The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord* 1992, 5(4):390-396; discussion 397.
- Panjabi MM: The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord* 1992, 5(4):383-389; discussion 397.
- Pickar JG. Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J*. 2002 Sep-Oct;2(5):357-71.
- Pickar JG, Kang YM. Paraspinal muscle spindle responses to the duration of a spinal manipulation under force control. *J Manipulative Physiol Ther*. 2006 Jan;29(1):22-31.
- Ritvanen T, Zaproudina N, Nissen M, Leinonen V, Hanninen O. Dynamic surface electromyographic responses in chronic low back pain treated by traditional bone setting and conventional physical therapy. *J Manipulative Physiol Ther*. 2007 Jan;30(1):31-7.
- Sarti MA, Lison JF, Monfort M, Fuster MA: Response of the flexion-relaxation phenomenon relative to the lumbar motion to load and speed. *Spine* 2001, 26(18):E421-426.
- Scrimshaw SV, Maher C. Responsiveness of visual analogue and McGill pain scale measures. *J Manipulative Physiol Ther*. 2001 Oct;24(8):501-4.

- Sihvonen T, Partanen J, Hanninen O. Averaged (rms) surface EMG in testing back function. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1988 Aug-Oct;28(6):335-9.
- Sihvonen T: Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar-pelvic rhythm. *Arch Phys Med Rehabil* 1997, 78(5):486-490.
- Stevenson JM, Weber CL, Smith JT, Dumas GA, Albert WJ. A longitudinal study of the development of low back pain in an industrial population. *Spine*. 2001 Jun 15;26(12):1370-7.
- Suter E, McMorland G, Herzog W, Bray R. Conservative lower back treatment reduces inhibition in knee-extensor muscles: a randomized controlled trial. *J Manipulative Physiol Ther*. 2000 Feb;23(2):76-80.
- Trafimow JH, Schipplein OD, Novak GJ, Andersson GB. The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting. *Spine*. 1993 Mar 1;18(3):364-7.
- Triano JJ, Schultz AB. Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine*. 1987 Jul-Aug;12(6):561-5.
- van Wingerden JP, Vleeming A, Buyruk HM, Raissadat K. Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis. *Eur Spine J*. 2004 May;13(3):199-205.
- Walker BF, Muller R, Grant WD. Low back pain in Australian adults: prevalence and associated disability. *J Manipulative Physiol Ther*. 2004 May;27(4):238-44.

ANNEXE I

Questionnaire d'Oswestry

1

Questionnaire d'évaluation de la capacité fonctionnelle

(Version française de l'Oswestry Disability Index) 1

Nom, prénom :

Date : .. / .. / 200 .

"Merci de bien vouloir compléter ce questionnaire.

Il est conçu pour nous donner des informations sur la façon dont votre mal au dos (ou votre douleur

dans la jambe) a influencé votre capacité à vous débrouiller dans la vie de tous les jours.

Veuillez répondre à **toutes les sections** du questionnaire. Pour chaque section, cochez **une seule case**, celle qui vous décrit le mieux **actuellement**."

1 Intensité de la douleur

- 0 Je n'ai pas mal actuellement.
- 1 La douleur est très légère actuellement.
- 2 La douleur est modérée actuellement.
- 3 La douleur est plutôt intense actuellement.
- 4 La douleur est très intense actuellement.
- 5 La douleur est la pire que l'on puisse imaginer actuellement.

2 Soins personnels (se laver, s'habiller, ...etc)

- 0 Je peux prendre soin de moi normalement, sans augmenter la douleur.
- 1 Je peux prendre soin de moi normalement, mais c'est très douloureux.
- 2 Cela me fait mal de prendre soin de moi, et je le fait lentement et en faisant attention.
- 3 J'ai besoin d'aide, mais dans l'ensemble je parviens à me débrouiller seul.
- 4 J'ai besoin d'aide tous les jours pour la plupart de ces gestes quotidiens.
- 5 Je ne m'habille pas, me lave avec difficulté et reste au lit.

3 Manutention de charges

- 0 Je peux soulever des charges lourdes sans augmenter mon mal de dos
- 1 Je peux soulever des charges lourdes mais cela augmente ma douleur
- 2 La douleur m'empêche de soulever des charges lourdes à partir du sol mais j'y parviens si la charge est bien placée (par exemple sur une table)
- 3 La douleur m'empêche de soulever des charges lourdes mais je peux déplacer des charges légères ou de poids moyen si elles sont correctement placées
- 4 Je peux seulement soulever des objets très légers
- 5 Je ne peux soulever ni transporter quoi que ce soit

1 Oswestry Disability Index, version 2.0, Baker D, Pynsent P, Fairbank J 1989

2

4 Marche à pied

- 0 La douleur ne limite absolument pas mes déplacements
- 1 La douleur m'empêche de marcher plus de 2 km
- 2 La douleur m'empêche de marcher plus de 1 km
- 3 La douleur m'empêche de marcher plus de 500 m
- 4 Je me déplace seulement avec une canne ou des béquilles
- 5 Je reste au lit la plupart du temps et je me traîne seulement jusqu'au WC

5 Position assise

- 0 Je peux rester assis sur un siège aussi longtemps que je veux.
- 1 Je peux rester assis aussi longtemps que je veux mais seulement sur mon siège favori.
- 2 La douleur m'empêche de rester assis plus d'une heure.
- 3 La douleur m'empêche de rester assis plus d'1/2 heure.
- 4 La douleur m'empêche de rester assis plus de 10 minutes.
- 5 La douleur m'empêche de rester assis.

6 Position debout

- 0 Je peux rester debout aussi longtemps que je veux sans augmenter la douleur.
- 1 Je peux rester debout aussi longtemps que je veux mais cela augmente la douleur.
- 2 La douleur m'empêche de rester debout plus d'une heure.
- 3 La douleur m'empêche de rester debout plus d'1/2 heure.
- 4 La douleur m'empêche de rester debout plus de 10 minutes.
- 5 La douleur m'empêche de rester debout.

7 Sommeil

- 0 Mon sommeil n'est jamais perturbé par la douleur.
- 1 Mon sommeil est parfois perturbé par la douleur
- 2 A cause de la douleur, je dors moins de 6 heures
- 3 A cause de la douleur, je dors moins de 4 heures
- 4 A cause de la douleur, je dors moins de 2 heures
- 5 La douleur m'empêche complètement de dormir

3

8 Vie sexuelle

- 0 Ma vie sexuelle n'est pas modifiée et n'augmente pas mon mal de dos
- 1 Ma vie sexuelle n'est pas modifiée, mais elle augmente la douleur
- 2 Ma vie sexuelle est pratiquement normale, mais elle est très douloureuse
- 3 Ma vie sexuelle est fortement limitée par la douleur
- 4 Ma vie sexuelle est presque inexistante à cause de la douleur
- 5 La douleur m'interdit toute vie sexuelle

9 Vie sociale (sport, cinéma, danse, souper entre amis)

- 0 Ma vie sociale est normale et n'a pas d'effet sur la douleur
- 1 Ma vie sociale est normale, mais elle augmente la douleur
- 2 La douleur n'a pas d'effet sur ma vie sociale, sauf pour des activités demandant plus d'énergie (sport par exemple)
- 3 La douleur a réduit ma vie sociale et je ne sors plus autant qu'auparavant
- 4 La douleur a limité ma vie sociale à ce qui se passe chez moi, à la maison
- 5 Je n'ai plus de vie sociale à cause du mal de dos

10 Déplacements (en voiture ou par les transports en commun)

- 0 Je peux me déplacer n'importe où sans effet sur mon mal de dos
- 1 Je peux me déplacer n'importe où, mais cela augmente la douleur
- 2 La douleur est pénible mais je supporte des trajets de plus de 2 heures
- 3 La douleur me limite à des trajets de moins d'une heure
- 4 La douleur me limite aux courts trajets indispensables, de moins de 30 minutes
- 5 La douleur m'empêche de me déplacer, sauf pour aller voir le docteur ou me rendre à l'hôpital

Score global d'handicap fonctionnel

Total des scores partiels : / (sur 50 au maximum)

Résultat en pourcentage (score ODI) :%

Questionnaire d'évitement-appréhension (Fear avoidance belief)

QUESTIONNAIRE SUR LA NOTION D'APPREHENSION-EVITEMENT

Voici des notions que d'autres patients nous ont exprimées au sujet de leur douleur. Pour chaque affirmation veuillez entourer un chiffre de 0 à 6 pour indiquer combien les activités physiques telles se pencher, soulever, marcher, conduire, influent ou pourraient influencer sur votre mal de dos. Entre 0 et 6 le chiffre que vous entourerez exprimera le degré d'accord ou de désaccord avec la proposition.

	Désaccord total				Incertain				Accord total
1. Ma douleur a été provoquée par l'activité physique	0	1	2	3	4	5	6		
2. L'activité physique aggrave ma douleur	0	1	2	3	4	5	6		
3. L'activité physique pourrait abîmer mon dos	0	1	2	3	4	5	6		
4. Je ne devrais pas faire d'activités physiques lesquelles pourraient aggraver ma douleur	0	1	2	3	4	5	6		
5. Je ne peux pas faire d'activités physiques lesquelles pourraient aggraver ma douleur	0	1	2	3	4	5	6		

Les affirmations suivantes concernent la manière dont votre travail habituel influe ou pourrait influencer sur votre mal de dos

	Désaccord total				Incertain				Accord total
6. La douleur a été provoquée par mon travail ou par un accident de travail	0	1	2	3	4	5	6		
7. Mon travail a aggravé ma douleur	0	1	2	3	4	5	6		
8. J'ai droit à une indemnisation pour ma douleur	0	1	2	3	4	5	6		
9. Mon travail est trop dur pour moi	0	1	2	3	4	5	6		
10. Mon travail augmente ou pourrait augmenter mes douleurs	0	1	2	3	4	5	6		
11. Mon travail pourrait abîmer mon dos	0	1	2	3	4	5	6		
12. Je ne devrais pas faire mon travail habituel avec ma douleur actuelle	0	1	2	3	4	5	6		
13. Je ne peux pas faire mon travail habituel avec ma douleur actuelle	0	1	2	3	4	5	6		
14. Je ne peux pas faire mon travail habituel avant que mes douleurs soient traitées efficacement	0	1	2	3	4	5	6		
15. Je ne pense pas que je pourrai reprendre mon travail habituel avant 3 mois	0	1	2	3	4	5	6		
16. Je ne pense pas que je pourrai un jour être capable de reprendre ce travail	0	1	2	3	4	5	6		

Score

Facteur 1 : notion d'appréhension-évitement concernant le travail – items 6,7,9,10,11,12,15

Facteur 2 : notion d'appréhension-évitement concernant l'activité physique – items 2,3,4,5

TOTAL FACTEUR 1 : | | |

TOTAL FACTEUR 2 : | | |